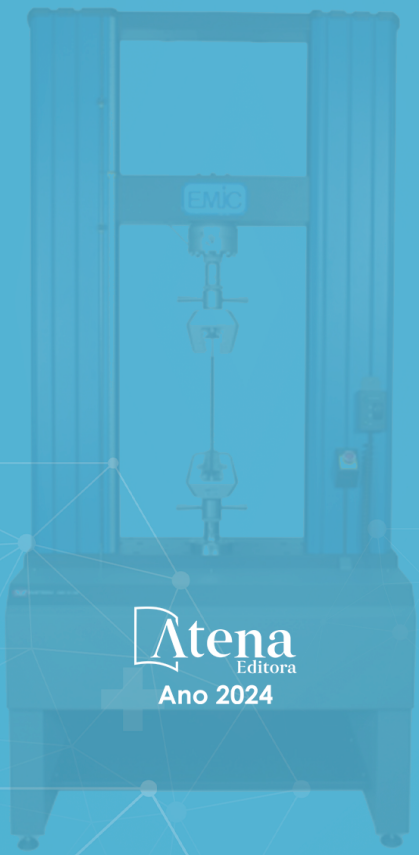
Pedro Jacy Santos Diamantino
Mariana Gadelho Gimenez Diamantino

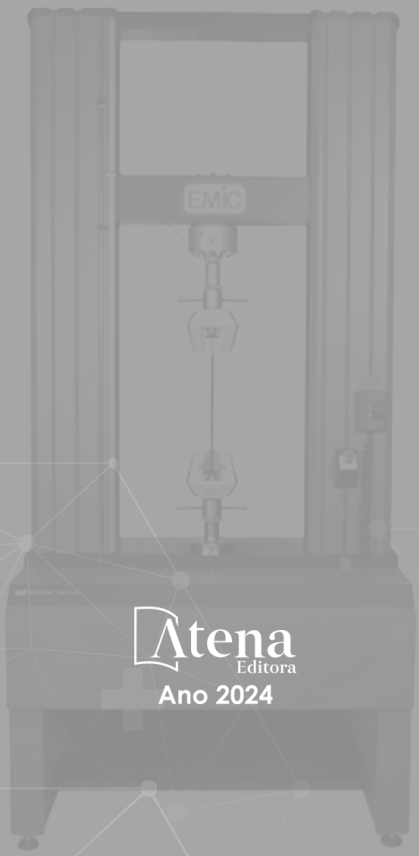
RESISTÊNCIA À FADIGA DE VITROCERÂMICAS CRISTALIZADAS POR ENERGIA DE MICRO-ONDAS



Atena
Editora
Ano 2024

Pedro Jacy Santos Diamantino
Mariana Gadelho Gimenez Diamantino

RESISTÊNCIA À FADIGA DE VITROCERÂMICAS CRISTALIZADAS POR ENERGIA DE MICRO-ONDAS



Atena
Editora
Ano 2024

CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE

Editora chefe
Profª Drª Antonella Carvalho de Oliveira
Editora executiva
Natalia Oliveira
Assistente editorial
Flávia Roberta Barão
Bibliotecária
Janaina Ramos
Projeto gráfico
Camila Alves de Cremo
Ellen Andressa Kubisty
Luiza Alves Batista
Nataly Evilin Gayde
Thamires Camili Gayde
Imagens da capa
iStock
Edição de arte
Luiza Alves Batista

2024 *by Atena Editora*
Copyright © Atena Editora
Copyright do texto © 2024 Os autores
Copyright da edição © 2024 Atena Editora
Direitos para esta edição cedidos à Atena Editora pelos autores.
Open access publication by Atena Editora

Todo o conteúdo deste livro está licenciado sob uma Licença de Atribuição *Creative Commons*. Atribuição-Não-Comercial-NãoDerivativos 4.0 Internacional (CC BY-NC-ND 4.0).

O conteúdo do texto e seus dados em sua forma, correção e confiabilidade são de responsabilidade exclusiva dos autores, inclusive não representam necessariamente a posição oficial da Atena Editora. Permitido o *download* da obra e o compartilhamento desde que sejam atribuídos créditos aos autores, mas sem a possibilidade de alterá-la de nenhuma forma ou utilizá-la para fins comerciais.

Todos os manuscritos foram previamente submetidos à avaliação cega pelos pares, membros do Conselho Editorial desta Editora, tendo sido aprovados para a publicação com base em critérios de neutralidade e imparcialidade acadêmica.

A Atena Editora é comprometida em garantir a integridade editorial em todas as etapas do processo de publicação, evitando plágio, dados ou resultados fraudulentos e impedindo que interesses financeiros comprometam os padrões éticos da publicação. Situações suspeitas de má conduta científica serão investigadas sob o mais alto padrão de rigor acadêmico e ético.

CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE

Conselho Editorial
Ciências Biológicas e da Saúde

Profª Drª Aline Silva da Fonte Santa Rosa de Oliveira – Hospital Federal de Bonsucesso
Profª Drª Ana Beatriz Duarte Vieira – Universidade de Brasília
Profª Drª Ana Paula Peron – Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Prof. Dr. André Ribeiro da Silva – Universidade de Brasília
Profª Drª Anelise Levay Murari – Universidade Federal de Pelotas
Prof. Dr. Benedito Rodrigues da Silva Neto – Universidade Federal de Goiás
Profª Drª Camila Pereira – Universidade Estadual de Londrina
Prof. Dr. Cirênio de Almeida Barbosa – Universidade Federal de Ouro Preto
Profª Drª Daniela Reis Joaquim de Freitas – Universidade Federal do Piauí
Profª Drª Danyelle Andrade Mota – Universidade Tiradentes
Prof. Dr. Davi Oliveira Bizerril – Universidade de Fortaleza
Profª Drª Débora Luana Ribeiro Pessoa – Universidade Federal do Maranhão
Prof. Dr. Douglas Siqueira de Almeida Chaves – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro
Prof. Dr. Edson da Silva – Universidade Federal dos Vales do Jequitinhonha e Mucuri
Profª Drª Elizabeth Cordeiro Fernandes – Faculdade Integrada Medicina
Profª Drª Eleuza Rodrigues Machado – Faculdade Anhanguera de Brasília
Profª Drª Elane Schwinden Prudêncio – Universidade Federal de Santa Catarina
Profª Drª Eysler Gonçalves Maia Brasil – Universidade da Integração Internacional da Lusofonia Afro-Brasileira
Prof. Dr. Ferlando Lima Santos – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia
Profª Drª Fernanda Miguel de Andrade – Universidade Federal de Pernambuco
Profª Drª Fernanda Miguel de Andrade – Universidade Federal de Pernambuco
Prof. Dr. Fernando Mendes – Instituto Politécnico de Coimbra – Escola Superior de Saúde de Coimbra
Profª Drª Gabriela Vieira do Amaral – Universidade de Vassouras
Prof. Dr. Gianfábio Pimentel Franco – Universidade Federal de Santa Maria
Prof. Dr. Guillermo Alberto López – Instituto Federal da Bahia
Prof. Dr. Helio Franklin Rodrigues de Almeida – Universidade Federal de Rondônia
Profª Drª Iara Lúcia Tescarollo – Universidade São Francisco
Prof. Dr. Igor Luiz Vieira de Lima Santos – Universidade Federal de Campina Grande
Prof. Dr. Jefferson Thiago Souza – Universidade Estadual do Ceará
Prof. Dr. Jesus Rodrigues Lemos – Universidade Federal do Delta do Parnaíba–UFDPar
Prof. Dr. Jônatas de França Barros – Universidade Federal do Rio Grande do Norte
Prof. Dr. José Aderval Aragão – Universidade Federal de Sergipe
Prof. Dr. José Max Barbosa de Oliveira Junior – Universidade Federal do Oeste do Pará
Profª Drª Juliana Santana de Curcio – Universidade Federal de Goiás
Profª Drª Kelly Lopes de Araujo Appel – Universidade para o Desenvolvimento do Estado e da Região do Pantanal
Profª Drª Larissa Maranhão Dias – Instituto Federal do Amapá
Profª Drª Lívia do Carmo Silva – Universidade Federal de Goiás
Profª Drª Luciana Martins Zuliani – Pontifícia Universidade Católica de Goiás
Prof. Dr. Luís Paulo Souza e Souza – Universidade Federal do Amazonas
Profª Drª Magnólia de Araújo Campos – Universidade Federal de Campina Grande
Prof. Dr. Marcus Fernando da Silva Praxedes – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia

Profª Drª Maria Tatiane Gonçalves Sá – Universidade do Estado do Pará
Prof. Dr. Maurilio Antonio Varavallo – Universidade Federal do Tocantins
Prof. Dr. Max da Silva Ferreira – Universidade do Grande Rio
Profª Drª Mylena Andréa Oliveira Torres – Universidade Ceuma
Profª Drª Natiéli Piovesan – Instituto Federacl do Rio Grande do Norte
Prof. Dr. Paulo Inada – Universidade Estadual de Maringá
Prof. Dr. Rafael Henrique Silva – Hospital Universitário da Universidade Federal da Grande Dourados
Profª Drª Regiane Luz Carvalho – Centro Universitário das Faculdades Associadas de Ensino
Profª Drª Renata Mendes de Freitas – Universidade Federal de Juiz de Fora
Profª Drª Sheyla Mara Silva de Oliveira – Universidade do Estado do Pará
Profª Drª Suely Lopes de Azevedo – Universidade Federal Fluminense
Profª Drª Taísa Ceratti Treptow – Universidade Federal de Santa Maria
Profª Drª Vanessa da Fontoura Custódio Monteiro – Universidade do Vale do Sapucaí
Profª Drª Vanessa Lima Gonçalves – Universidade Estadual de Ponta Grossa
Profª Drª Vanessa Bordin Viera – Universidade Federal de Campina Grande
Profª Drª Welma Emidio da Silva – Universidade Federal Rural de Pernambuco

CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE

Resistência à fadiga de vitrocerâmicas cristalizadas por energia de micro-ondas

Diagramação: Camila Alves de Cremo
Correção: Yaiddy Paola Martinez
Indexação: Amanda Kelly da Costa Veiga
Revisão: Os autores
Autores: Pedro Jacy Santos Diamantino
Mariana Gadelho Gimenez Diamantino

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

D537 Diamantino, Pedro Jacy Santos
Resistência à fadiga de vitrocerâmicas cristalizadas por energia de micro-ondas / Pedro Jacy Santos Diamantino, Mariana Gadelho Gimenez Diamantino. – Ponta Grossa - PR: Atena, 2024.

Formato: PDF
Requisitos de sistema: Adobe Acrobat Reader
Modo de acesso: World Wide Web
Inclui bibliografia
ISBN 978-65-258-2097-2
DOI: https://doi.org/10.22533/at.ed.972241601

1. Cerâmica. 2. Cristalização. 3. Fadiga. 4. Micro-ondas . I. Diamantino, Pedro Jacy Santos. II. Diamantino, Mariana Gadelho Gimenez. III. Título.

CDD 666.5

Elaborado por Bibliotecária Janaina Ramos – CRB-8/9166

Atena Editora
Ponta Grossa – Paraná – Brasil
Telefone: +55 (42) 3323-5493
www.atenaeditora.com.br
contato@atenaeditora.com.br

DECLARAÇÃO DOS AUTORES

Os autores desta obra: 1. Atestam não possuir qualquer interesse comercial que constitua um conflito de interesses em relação ao conteúdo publicado; 2. Declaram que participaram ativamente da construção dos respectivos manuscritos, preferencialmente na: a) Concepção do estudo, e/ou aquisição de dados, e/ou análise e interpretação de dados; b) Elaboração do artigo ou revisão com vistas a tornar o material intelectualmente relevante; c) Aprovação final do manuscrito para submissão.; 3. Certificam que o texto publicado está completamente isento de dados e/ou resultados fraudulentos; 4. Confirmam a citação e a referência correta de todos os dados e de interpretações de dados de outras pesquisas; 5. Reconhecem terem informado todas as fontes de financiamento recebidas para a consecução da pesquisa; 6. Autorizam a edição da obra, que incluem os registros de ficha catalográfica, ISBN, DOI e demais indexadores, projeto visual e criação de capa, diagramação de miolo, assim como lançamento e divulgação da mesma conforme critérios da Atena Editora.

DECLARAÇÃO DA EDITORA

A Atena Editora declara, para os devidos fins de direito, que: 1. A presente publicação constitui apenas transferência temporária dos direitos autorais, direito sobre a publicação, inclusive não constitui responsabilidade solidária na criação dos manuscritos publicados, nos termos previstos na Lei sobre direitos autorais (Lei 9610/98), no art. 184 do Código Penal e no art. 927 do Código Civil; 2. Autoriza e incentiva os autores a assinarem contratos com repositórios institucionais, com fins exclusivos de divulgação da obra, desde que com o devido reconhecimento de autoria e edição e sem qualquer finalidade comercial; 3. Todos os e-book são *open access, desta forma* não os comercializa em seu site, sites parceiros, plataformas de *e-commerce,* ou qualquer outro meio virtual ou físico, portanto, está isenta de repasses de direitos autorais aos autores; 4. Todos os membros do conselho editorial são doutores e vinculados a instituições de ensino superior públicas, conforme recomendação da CAPES para obtenção do Qualis livro; 5. Não cede, comercializa ou autoriza a utilização dos nomes e e-mails dos autores, bem como nenhum outro dado dos mesmos, para qualquer finalidade que não o escopo da divulgação desta obra.

DEDICATÓRIA

Dedico esta obra ao meu avô José de Arimatéria Vieira Diamantino, o meu querido “vô Teka”... Uma pessoa que partiu muito cedo desta vida e que certamente me abençoa todos os dias. Onde quer que esteja, está vibrando com a minha conquista!

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, agradeço a **Deus** por mais esta vitória e por ser tão bom comigo! Ele e **Nossa Senhora Aparecida** sempre estiveram ao meu lado e sou muito grato por isso!

Aos **meus pais**, Wagner e Carla, sem os quais não teria conseguido nada.

Agradeço pelo empenho constante em me criar da melhor maneira possível.

À **minha irmã**, Ana Luísa, um presente de Deus e uma amiga para a vida inteira. Agradeço por me apoiar e por sempre rezar por mim. Estendo este agradecimento ao meu cunhado, Renan, um grande amigo que tem um coração gigante.

À minha namorada, **Mariana Gimenez**, que "vestiu a camisa" do Mestrado e esteve comigo em absolutamente todos os momentos. Sem ela, tudo teria sido mais difícil. Aproveito para agradecer o carinho da minha sogra Márcia e de todos os familiares.

Aos **meus avós**, Celino, Manoela e Stella, pelas orações e pela torcida. Tenho sorte por ter avós assim. Agradeço também ao meu avô Teka, um grande amigo que certamente me abençoa "lá de cima".

Aos **meus tios**, Thiago, Viviane, Alexandre e Edna e à **minha prima** Letícia Diamantino, personagens importantes não só desta etapa, mas de tudo que vivi até hoje.

Agradeço aos **meus amigos**, pois uma vida sem amigos não faz sentido algum. Para não ser injusto, prefiro não citar nomes, mas levo cada um de vocês em meu coração.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora**, por oferecer uma estrutura ímpar para que eu pudesse desenvolver minha pesquisa. Destaco aqui a figura do **Professor Bottino**, incansável e sempre empenhado em manter o altíssimo nível do nosso programa.

Ao meu orientador e amigo, **Professor Guilherme Saavedra**, ao qual devo muito do que sei. Um professor que realmente ensina tudo o que sabe com uma facilidade impressionante e que mudou o rumo da minha vida profissional.

Aos professores **Alexandre Borges** e **Júlio Luz**, membros da banca examinadora. Agradeço pelo aceite e pela contribuição durante esta trajetória. Deixo registrado aqui também o meu carinho e admiração aos demais professores que contribuiram para a minha formação.

Ao professor **Estevam Bonfante**, pela enorme ajuda com os resultados da minha dissertação, em conjunto com sua equipe da Faculdade de Odontologia de Bauru (FOB-USP).

A **todos os funcionários** do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos (UNESP), por permitirem que tudo funcione corretamente na

rotina da nossa faculdade.

Aos que não estão neste agradecimento por “falha minha”, já que não é fácil lembrar de todas as pessoas importantes e que contribuem constantemente para que eu possa evoluir. Deixo aqui meu MUITO OBRIGADO!

AGRADECIMENTOS

Bem-vindo a uma jornada fascinante e inovadora no reino da ciência dos materiais. Este livro é um convite para explorar os intricados processos de cristalização de vitrocerâmicas, uma área vibrante e dinâmica que tem revolucionado a pesquisa e aplicação de materiais avançados. Em particular, lançamos luz sobre a influência da energia de micro-ondas, uma ferramenta poderosa que redefine a forma como compreendemos e controlamos a formação de cristais em vitrocerâmicas.

A cristalização de vitrocerâmicas com energia de micro-ondas representa um campo emergente que combina a complexidade da ciência dos materiais com a eficácia tecnológica das micro-ondas. À medida que mergulhamos nas páginas deste livro, testemunharemos o desenvolvimento de uma abordagem única para a síntese e o controle de propriedades cruciais em vitrocerâmicas. A habilidade de direcionar o processo de cristalização usando energia de micro-ondas não apenas acelera significativamente a produção, mas também abre portas para novas possibilidades, desde aplicações em dispositivos eletrônicos até avanços em biomateriais.

Ao longo destas páginas, os leitores serão guiados por uma equipe de especialistas apaixonados que dedicaram suas carreiras à exploração das nuances da cristalização em vitrocerâmicas. Os capítulos deste livro oferecem uma visão detalhada das teorias fundamentais, metodologias experimentais e aplicações práticas que transformam a energia de micro-ondas em uma ferramenta valiosa e versátil.

Desafiando paradigmas convencionais, este livro não apenas apresenta uma análise aprofundada das pesquisas mais recentes, mas também convida os leitores a participar ativamente do diálogo científico. Cada capítulo é uma porta de entrada para um vasto campo de descobertas e desafios, destinado a inspirar novas gerações de cientistas e pesquisadores a explorar as vastas fronteiras da cristalização de vitrocerâmicas com uma perspectiva renovada.

Preparando-se para uma jornada intelectual instigante, os leitores estão prestes a se envolver em uma exploração que transcende os limites do conhecimento convencional. À medida que mergulham nas páginas que se seguem, convidamos todos a embarcar nesta viagem emocionante rumo ao futuro da ciência dos materiais, onde a energia de micro-ondas ilumina o caminho para novas descobertas e aplicações revolucionárias.

Que este livro sirva como um guia perspicaz para aqueles que buscam desvendar os segredos da cristalização de vitrocerâmicas com energia de micro-ondas, impulsionando o conhecimento humano e a inovação tecnológica para novos horizontes.

SUMÁRIO

RESUMO 1

ABSTRACT 2

INTRODUÇÃO 3

REVISÃO DE LITERATURA 5

PROPOSIÇÃO 9

MATERIAL E MÉTODOS 10

RESULTADOS 16

DISCUSSÃO 31

CONCLUSÃO 33

REFERÊNCIAS 34

SOBRE OS AUTORES 38

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi analisar a resistência à fadiga de duas vitrocerâmicas cristalizadas convencionalmente ou por energia de micro- ondas. Foram confeccionados 120 discos (N) de 1,2 milímetros de espessura e 12 milímetros de diâmetro e estes foram distribuídos em 4 grupos (n=30) – Celtra cristalizado convencionalmente (CC), Celtra cristalizado por energia de micro-ondas (CM), e.max cristalizado convencionalmente (EC) e e.max cristalizado por energia de micro-ondas (EM). Foi realizado o cálculo de resistência à flexão biaxial em 5 amostras de cada grupo, servindo como parâmetro para a definição das taxas de carregamento do teste de fadiga. Os demais espécimes foram distribuídos na proporção 9:6:3 e testados sob fadiga acelerada (*step stress*) nos perfis leve (9), moderado (6) e agressivo (3), variando os incrementos de carga e o número de ciclos. Os espécimes fraturados foram avaliados em estereomicroscópio e microscópio eletrônico de varredura (MEV), para análise da superfície e das características de fratura. Os dados de sobrevivência foram utilizados para calcular o valor beta (β) de Weibull e a confiabilidade para as missões dadas. Foi calculada a probabilidade de sobrevivência – de acordo com a carga e o número de ciclos – usando um software para análise de fadiga. Os valores de beta (β) para os grupos CC, CM, EC e EM foram, respectivamente, 2,65, 0,25, 0,62 e 0,3. Quanto à confiabilidade para missões de 50.000 ciclos, não houve diferença estatística quando a carga aplicada foi de 50 Mpa. Para a carga de 100 Mpa, apenas o grupo CM apresentou diferença estatistica em relação aos outros grupos, com maior probabilidade de falha. O método de cristalização não influenciou no desempenho do dissilicato de lítio com 150 Mpa de carga, enquanto o silicato de lítio reforçado por zircônia apresentou 9% a mais de confiabilidade quando cristalizado convencionalmente. Com 200 e 300 Mpa de carga, o método de cristalização e o tipo de cerâmica influenciaram no resultado, com destaque para o desempenho do dissilicato de lítio cristalizado por energia de micro-ondas (maior confiabilidade; 89% para 200 Mpa e 6% para 300 Mpa). Concluiu-se que a cristalização por energia de micro-ondas é uma alternativa viável, pois apresentou resistência compatível aos grupos controle, com o grande benefício de economia de energia.

PALAVRAS-CHAVE: Cerâmica. Cristalização. Fadiga. Micro-ondas.

ABSTRACT

The objective of this study was to analyze the fatigue strength of two glass ceramics conventionally crystallized or crystallized by microwave energy. 120 discs (N) of 1.2 mm thickness and 12 mm diameter were made and distributed in 4 groups (n=30) – Celtra conventionally crystallized (CC), Celtra crystallized by microwave energy (CM), e.max conventionally crystallized (EC) and e.max crystallized by microwave energy (EM). Biaxial flexural strength was calculated in 5 samples from each group, serving as a parameter to define the loading rates of the fatigue test. The remaining specimens were distributed in a 9: 6: 3 ratio and tested under step stress in light (9), moderate (6) and aggressive (3) profiles, varying the load increments and the number of cycles. Fractured specimens were evaluated by stereomicroscope and scanning electron microscope (SEM) for surface and fracture characteristics analysis. Survival data were used to calculate Weibull's beta (β) value and reliability for the given missions. The survival probability - according to load and number of cycles - was calculated using software for fatigue analysis. The beta (β) values for the CC, CM, EC and MS groups were, respectively, 2.65, 0.25, 0.62 and 0.3. For 50,000 cycles missions, there was no statistical difference when the applied load was 50 Mpa. For the 100 Mpa load, only the CM group presented statistical difference with the other groups, with a higher probability of failure. The crystallization method did not influence the performance of the 150 Mpa charged lithium disilicate, while zirconia reinforced lithium silicate showed 9% more reliability when conventionally crystallized. At 200 and 300 Mpa of charge, the crystallization method and the type of ceramic influenced the result, especially the performance of microwave energy crystallized lithium disilicate (higher reliability; 89% for 200 Mpa and 6% for 300 Mpa). It was concluded that microwave energy crystallization is a viable alternative because presented resistance compatible with the control groups, with the with the great benefit of energy saving.

KEYWORDS: Ceramic. Crystallization. Fatigue. Microwave energy.

INTRODUÇÃO

Com o avanço da Odontologia, inúmeras técnicas e materiais são apresentados constantemente visando uma reabilitação oral funcional e estética. Neste cenário, as cerâmicas odontológicas ocupam um espaço importante e são utilizadas em diversos tipos de tratamento, além de serem amplamente estudadas por pesquisadores dessa área (Della Bona, 2008; Luz, 2018).

O crescente uso das cerâmicas odontológicas está relacionado com suas excelentes propriedades estéticas, estabilidade de cor e propriedades mecânicas satisfatórias, possibilitando ao cirurgião-dentista uma nova alternativa além dos metais, resinas e outros materiais já consagrados (Saavedra, 2009; Oh, 2013; Luz, 2018). Além disso, são biocompatíveis e suas propriedades ópticas são excelentes, tornando possível uma mimetização muito satisfatória dos dentes naturais (Mainjot, 2016; Riquieri, 2017).

As cerâmicas podem ser classificadas (quanto à composição) em porcelanas, vitrocerâmicas, compósitos infiltrados por vidro e policristalinas. Cada tipo de cerâmica possui suas propriedades, sendo o grau de estética alcançado e a resistência as características de maior interesse ao clínico e, consequentemente, parâmetros muito estudados pelos pesquisadores. De maneira geral, considerando essa divisão em quatro grandes grupos, podemos afirmar que a resistência e a estética são inversamente proporcionais (Borba, 2011; Gonzaga, 2011; Luz, 2018).

O grupo das vitrocerâmicas, como aquelas à base de silicato de lítio reforçado por zircônia (Belli, 2017), é uma resposta à necessidade de unir boas propriedades estéticas e mecânicas em um material totalmente cerâmico. Essas possuem alta aplicabilidade e são utilizadas em coroas, inlays, onlays e próteses sobre implante (Elsaka, 2016; Riquieri, 2017), mas possuem a desvantagem de serem susceptíveis à propagação de trincas na matriz vítrea (Borba, 2011; Riqueiri, 2017).

Os materiais cerâmicos, muitas vezes, necessitam de um tratamento térmico para atingirem o estado final, como é o caso da zircônia, que precisa passar por um longo ciclo de sinterização. Outro tipo de tratamento térmico deve ser realizado em algumas vitrocerâmicas para CAD/CAM que, após serem fresadas, necessitam passar por um processo denominado cristalização (etapa na qual ocorre o crescimento dos cristais), pois também se encontram em um estado intermediário. Durante este procedimento, sem causar mudanças significativas na fase cristalina e parecendo manter a microestrutura original (Aurélio, 2017; Riqueiri, 2017), esse material aumenta sua tenacidade, melhorando suas propriedades mecânicas e diminuindo a propensão ao dano (Lohbauer, 2017; Riqueiri, 2017). Em outras palavras, esses materiais são fornecidos em um estágio metacristalizado (colaborando com a etapa de fresagem) e, após a cristalização, além de uma melhora significativa nas propriedades mecânicas, o material adquire a cor desejada (Belli, 2017; Riqueiri, 2017). Este procedimento é realizado em fornos convencionais apropriados e é

indicado que as recomendações dos fabricantes sejam seguidas.

Porém, estudos prévios mostraram que o processo de sinterização da zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítria (Y-TZP) pode ser realizado através da energia de micro-ondas (aquecimento volumétrico), e não somente em fornos convencionais (Almazdi, 2012; Luz, 2018).

Essas ondas eletromagnéticas, por obedecerem aos princípios ópticos, podem ser refletidas, absorvidas ou transmitidas, e esse comportamento depende do material (Marinis, 2013; Luz, 2018). No caso das cerâmicas, temos conhecimento de sua transparência às ondas eletromagnéticas até atingirem uma temperatura crítica, a partir da qual passam a absorver grande parte da radiação, acelerando o processo de aquecimento e resultando em um material com maior densidade relativa e microestrutura mais compacta, tornando esse procedimento vantajoso (Menezes, 2007; Luz, 2018).

Por isso, parece interessante testar o uso da energia de micro-ondas também no processo de cristalização das vitrocerâmicas, avaliando os efeitos deste método alternativo no comportamento e nas propriedades do material em relação ao processo de cristalização convencional.

Dentre os inúmeros ensaios mecânicos, o teste de resistência à fadiga é um dos mais efetivos, já que as cerâmicas são susceptíveis à fratura sob cargas de baixa intensidade e alta frequência. Com isso, tensões incapazes de causar uma falha catastrófica podem ser responsáveis pelo início e propagação de trincas (crescimento subcrítico de trincas - CST). Para que uma fratura ocorra, o fator de intensidade de tensão na ponta da trinca (KI) deverá atingir um valor crítico (KIc) (Quinn, 2007; Ramos, 2014).

No meio bucal, as restaurações cerâmicas encontram-se em um ambiente úmido e sob função (cargas oclusais), fatores que podem desencadear o CST (Quinn, 2007; Ramos, 2014). Portanto, devemos pensar prioritariamente no comportamento desses materiais em tais condições.

Nesse contexto, pensando na aplicação das vitrocerâmicas, considerando as vantagens da utilização da energia de micro-ondas e visando ampliar a utilização deste método em laboratórios e consultórios odontológicos (Menezes, 2007; Marinis, 2013; Luz, 2018), torna-se importante empregar o teste de resistência à fadiga para predizer o comportamento – no ambiente oral – das restaurações cerâmicas cristalizadas em forno micro-ondas (Ramos, 2014), conforme ressaltado por Shembish et al., 2016 (Luz, 2018).

REVISÃO DE LITERATURA

1 I CERÂMICAS ODONTOLÓGICAS

Muitos estudos abordam as características e as propriedades das cerâmicas odontológicas com o objetivo de prever sua confiabilidade e sobrevida. Lawn et al. (2001) evidenciaram que coroas à base de cerâmica, especialmente em molares, podem fraturar precocemente por acúmulo de forças ou desajuste oclusal. As falhas, segundo os autores, dependem principalmente da microestrutura do material, condições de carga e geometria das restaurações.

Griggs et al. (2007) também apontaram que apesar de possuírem excelente capacidade de mimetizar os dentes naturais, as cerâmicas apresentam desvantagens como a fragilidade mecânica e a maior complexidade de manuseio em relação aos compósitos. Em contrapartida, com os avanços recentes na fabricação de materiais e simplificação das técnicas, as propriedades mecânicas destes materiais melhoraram e propiciaram o aumento das restaurações totalmente cerâmicas na rotina clínica.

Os estudos de Della Bona e Kelly (2008) corroboram com esta afirmação, pois mostram que os sistemas cerâmicos possuem taxa de sobrevivência de 98% – em seis anos – quando bem indicados e utilizados, fato que justifica o aumento do uso destes materiais em muitos procedimentos restauradores.

Além disso, possuem excelentes propriedades, são biocompatíveis, inertes e altamente estéticos. As cerâmicas podem também ser utilizadas em associação com metais, com o objetivo principal de aumentar a resistência das restaurações. No entanto, fatores estéticos e o aumento no custo do metal impulsionam a utilização de restaurações totalmente cerâmicas, conforme ressaltado por Chan et al. (2010).

Um estudo de Christensen (2014) reitera esta realidade e aponta que mais de 80% das coroas e próteses fixas realizadas nos Estados Unidos são totalmente cerâmicas, sendo apenas 16,9% confeccionadas com algum tipo de metal.

Para uma correta indicação clínica dentre as várias classes de cerâmicas, o profissional deve conhecer as propriedades, a microestrutura, o tipo de restauração e as características individuais do paciente, além do tipo de substrato e sistema adesivo utilizado (Zhang, 2017). Desta forma, as cerâmicas podem ser utilizadas em inúmeras situações, sendo que as porcelanas – mais estéticas e menos resistentes – são indicadas para áreas estéticas e as cerâmicas policristalinas – mais resistentes e menos estéticas – são indicadas para regiões com maior incidência de carga mastigatória (pré-molares e molares), segundo Bottino et al. (2009).

1.1 Vitrocerâmicas

Raigrodski et al. (2004) associaram o aumento do número de restaurações totalmente

cerâmicas com a busca pela estética e biocompatibilidade. Além disso, destacaram esta grande demanda impulsiona a fabricação de materiais mais resistentes e viáveis para o uso através dos sistemas CAD/CAM e da técnica de injeção.

Neste cenário, destacam-se as vitrocerâmicas, apontadas por Montazerian et al. (2015) – em uma análise das pesquisas e da comercialização destes materiais –como uma grande aposta em potencial no campo das novas tecnologias. Em outro estudo (2017), o mesmo autor reforçou a importância de conhecer esses materiais em virtude de suas ótimas propriedades, constante evolução e grande potencial mercadológico. Desta forma, tais características resultam em ótima longevidade de restaurações produzidas com vitrocerâmicas (Montazerian, 2016). Höland et al. (2006) mencionaram que o excelente grau de estética alcançado, somado às propriedades acima descritas, também contribui para que os profissionais optem pelas vitrocerâmicas no dia-a-dia clínico.

Desta forma, muitos materiais foram desenvolvidos com diferentes composições, mas o lançamento de uma vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio (IPS Empress® 2, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein – atual e.max®) impulsionou o uso dessas cerâmicas, com a grande vantagem – em relação às cerâmicas à base de leucita – de possuírem melhores propriedades mecânicas (MacCulloch, 1968; Höland, 2000; Kern, 2012).

Com o objetivo de melhorar as propriedades mecânicas das vitrocerâmicas, é necessário que estes materiais sejam submetidos ao tratamento térmico denominado cristalização, já que são materiais frágeis. Nesta etapa, ocorre o crescimento dos cristais, com consequente eliminação de alguns defeitos superficiais, conforme destacado por Callister et al. (2002). Neste âmbito, estudos recentes – como o de Luz et al. (2018) – mostraram que é possível realizar tratamentos térmicos em cerâmicas através da energia de micro-ondas (Clark, 2000).

2 | ENERGIA DE MICRO-ONDAS

Pode-se definir energia de micro-ondas como uma energia eletromagnética, com frequência entre 300 MHz e 300 GHz, utilizada em processos de aquecimento de inúmeros materiais. Nestas situações, ocorre uma interação eles e as micro-ondas, as quais são absorvidas de maneira volumétrica, uma grande vantagem em relação ao aquecimento por radiação, convecção ou condução que ocorre em fornos convencionais. Em outras palavras, o aquecimento por energia de micro-ondas acontece de forma centrípeta e uniforme, contrapondo-se ao gradiente de temperatura existente entre a superfície e a parte interna de materiais aquecidos em fornos convencionais (Yadoji, 2003).

Destacam-se também outras vantagens do uso da energia de micro-ondas em processos de aquecimento em relação aos métodos convencionais: menor gasto energético, melhores taxas de aquecimento (com consequente redução no tempo de processamento), menores temperaturas de cristalização, aumento nas propriedades mecânicas do material

e simplicidade técnica (Yadoji, 2003; Clark, 2000; Agrawal, 2006; Menezes, 2007; Leonelli, 2008).

Muitas são as aplicações das micro-ondas, utilizadas desde a metade do século passado. Podemos citar, por exemplo, o emprego desta energia na secagem de madeira, processamento de alimentos, terapia médica e vulcanização de borracha. Com o avanço da tecnologia, outros procedimentos são realizados hoje em dia, como secagem de peças, síntese de pó, calcinação de materiais e sinterização (Clark, 1996; Agrawal, 2006). Neste último caso, a sinterização de materiais cerâmicos – através da absorção de energia por aquecimento dielétrico e de maneira mais uniforme – pode ser considerada um importante passo nas pesquisas que envolvem as micro-ondas (Upadhyaya, 2001).

Agrawal et al. (2006), entretanto, destacaram que a utilização da energia de micro-ondas para materiais cerâmicos era limitada até o início da década passada, pois os estudiosos acreditavam existir uma absorção inadequada desta energia por conta do fenômeno físico da reflexão. Hoje, entende-se que isso não ocorre em altas temperaturas, como é o caso da sinterização das cerâmicas. Portanto, sabe-se que as micro-ondas podem ser utilizadas de forma efetiva em processos térmicos envolvendo metais e muitas cerâmicas, como ressaltado por Oghbae et al. (2013).

3 | FADIGA EM CERÂMICAS

Um material pode fraturar quando as forças aplicadas sobre ele ultrapassam o limite de resistência ou quando estas cargas – mesmo abaixo do limiar – ocorrem ciclicamente e contribuem para o crescimento subcrítico de trincas. Neste caso, o material falhou sob fadiga, conforme descrito por Wiskott et al. (1995).

Zhang et al. (2013) afirmaram que as cerâmicas, por exemplo, são friáveis e estão vulneráveis à fratura em funções cíclicas, como é o caso da mastigação. Mesmo sendo predominantemente compressiva, a força oclusal aplicada sobre coroas unitárias ou próteses fixas também gera tração, cenário no qual as cerâmicas não são resistentes.

Desta forma, como o ambiente oral é favorável às falhas por fadiga das cerâmicas, é importante predizer o comportamento destes materiais em tais situações. Para isto, estudos laboratoriais consistem em uma alternativa eficaz para tal avaliação, já que a substituição de restaurações cerâmicas envolve um alto custo e dificulta a realização de estudos *in vivo*. Isto justifica, de acordo com Baran et al. (2001), o aumento do número de estudos envolvendo a fadiga em cerâmicas.

Lohbauer et al. (2008) corroboram e ressaltam que os testes laboratoriais foram criados para reproduzir as condições as quais os materiais cerâmicos são submetidos em ambiente oral – em função – com o objetivo principal de analisar *in vitro* a probabilidade de sobrevivência das restaurações sob determinada carga e número de ciclos. Joshi et al. (2014), quando estudaram esses testes, ressaltaram que o tempo dos ensaios não é

significativamente reduzido com o aumento da frequência.

PROPOSIÇÃO

Esta pesquisa teve como objetivo analisar o comportamento sob fadiga (pelo método step stress) de vitrocerâmicas cristalizadas convencionalmente e por energia de micro-ondas. As hipóteses foram:

H_0: A cristalização através da energia de micro-ondas não modifica o comportamento sob fadiga das vitrocerâmicas;

H_1: A cristalização através da energia de micro-ondas modifica o comportamento sob fadiga das vitrocerâmicas.

MATERIAL E MÉTODOS

1 | MATERIAL

Neste estudo, foram utilizados blocos de vitrocerâmicas para CAD/CAM de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent) e de silicato de lítio reforçado por zircônia (Celtra Duo, Dentsply Sirona), ilustrados na Figura 1.

Figura 1 – Blocos de vitrocerâmicas para CAD/CAM utilizados no estudo. IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) e Celtra Duo (Dentsply Sirona)

Fonte: a) *www.dentalstudioz.com.br, b)www.dt-shop.com.*

2 | MÉTODOS

2.1 Preparo dos espécimes

Foram utilizados 120 discos (N), sendo 60 discos de cada um dos dois tipos de cerâmicas odontológicas (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein; Celtra Duo, Dentsply Sirona, Hanau, Alemanha), preparados da seguinte forma: (1) os blocos foram usinados em cilindros com 12 milímetros de diâmetro; (2) estes foram envoltos com polivinilsiloxano e posicionados em uma máquina de corte - IsoMet 1000, Buehler (Figura 2-A); (3) os cilindros foram fatiados em discos de 1,2 mm de espessura e 12 mm de diâmetro, de acordo com a ISO 6872 (2008); (4) um dispositivo metálico foi utilizado para facilitar o polimento (Figura 2-B); (5) nesta etapa, foram utilizadas lixas de carboneto de silício de quatro granulações (400, 600, 1200 e 2500) em uma máquina de polimento – Ecomet 250 Grinder Polisher, Buehler, Illinois, USA (Figura 2-C). A Figura 3 ilustra o processo de obtenção dos espécimes.

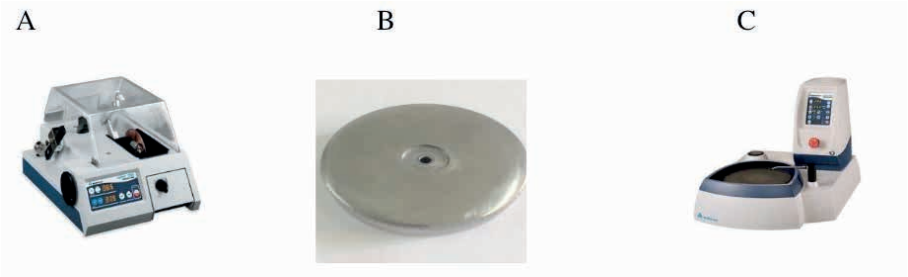


Figura 2 – Dispositivos utilizados no preparo dos espécimes

Legenda: A: Máquina de corte - IsoMet 1000 (Buehler); **B:** Dispositivo metálico utilizado na etapa de polimento das amostras; **C:** Máquina de polimento – Ecomet 250 Grinder Polisher (Buehler). Fonte: A: www.buehler.com; B: Hilton Riquieri; C: www.buehler.com

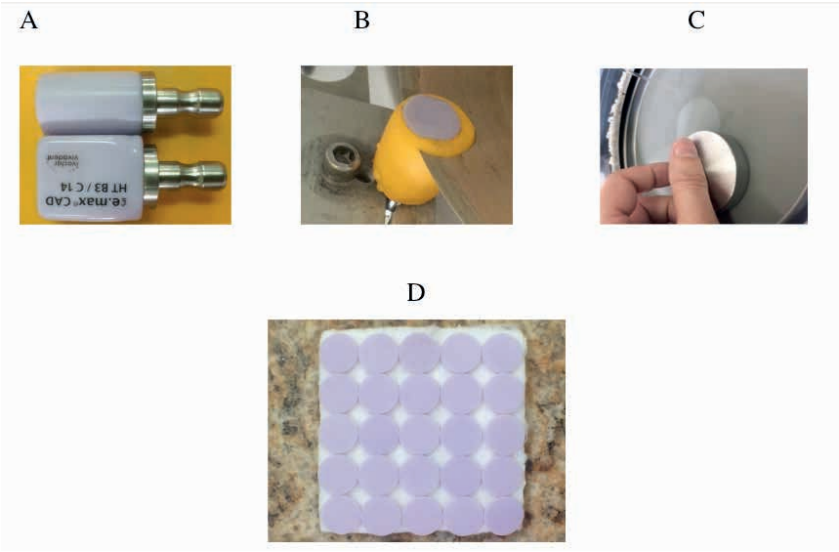


Figura 3 – Obtenção dos discos

Legenda: A: Bloco original e cilindro após fresagem; **B:** Cilindro envolto com polivinilsiloxano; Máquina de corte - IsoMet 1000 (Buehler); **C:** Dispositivo metálico utilizado na etapa de polimento das amostras; **D:** Discos obtidos após polimento. Fonte: Hilton Riquieri.

Os 60 discos de cada tipo cerâmico foram divididos em dois grupos (n=30): controle (blocos cristalizados nos respectivos fornos convencionais: IPS e.max CAD - Programat EP5000, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein; Celtra Duo- Multimat, Dentsply Sirona, Hanau, Alemanha) e experimental (blocos cristalizados em forno micro-ondas - FMO-1200, Fortelab, São Carlos, Brasil). Desta forma, quatro grupos foram formados: Celtra cristalizado convencionalmente (CC), Celtra cristalizado por energia de micro-ondas (CM), e.max cristalizado convencionalmente (EC) e e.max cristalizado por energia de micro-ondas (EM). Os equipamentos utilizados estão ilustrados abaixo (Figura 4).

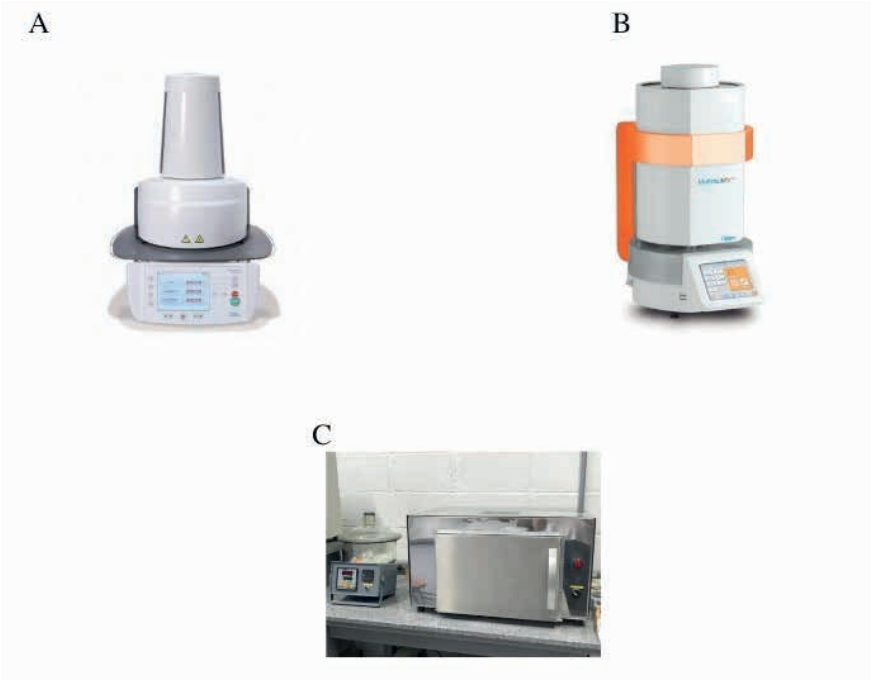


Figura 4 – Fornos utilizados na pesquisa

Legenda: A: Programat EP5000 (Ivoclar Vivadent); **B:** Multimat (Dentsply Sirona). C: FMO- 1200 (Fortelab). Fonte: A: www.bimedist.com; B: www.zirodent.de; C: Ana Beatriz Gomes de Carvalho.

Os espécimes do grupo controle foram cristalizados de acordo com as recomendações dos fabricantes (Quadro 1) e os espécimes do grupo experimental passaram por um estudo piloto usando diversas temperaturas e tempos de cristalização até que fosse encontrada a melhor configuração e estabelecido um protocolo individual para cada cerâmica comercial. O Quadro 2 mostra os parâmetros utilizados para cristalização de cada cerâmica em forno micro-ondas.

	IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent)	**Celtra Duo (DentsplySirona)**
Temperatura inicial (ºC)	403	500
Tempo de fechamento (min)	6	1
Taxa de aquecimento (ºC/min)	90	60
Temperatura de cristalização (ºC)	820	820
Tempo de manutenção (min)	7	1
Temperatura de abertura (ºC)	700	750

Quadro 1 – Ciclo de cristalização para IPS e.max CAD e Celtra Duo, segundo os fabricantes

Fonte: Elaborado pelo autor.

	IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent)	Celtra Duo (DentsplySirona)
Temperatura inicial (ºC)	0	0
Taxa de aquecimento (ºC/min) até 500ºC	8	8
Taxa de aquecimento (ºC/min) até 850ºC	5	5
Temperatura de cristalização (ºC)	850	770
Tempo de manutenção (min)	10	10
Temperatura de abertura (ºC)	300	300

Quadro 2 – Ciclo de cristalização em forno micro-ondas para IPS e.max CAD e Celtra Duo, definido após estudo piloto.

Fonte: Elaborado pelo autor.

2.2 Microscopia Eletrônica de Varredura

Um espécimes de cada grupo foi analisado em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV, Inspect S50, FEI Company, República Tcheca) com o objetivo de visualizar a superfície das cerâmicas e possíveis diferenças entre os métodos de cristalização.

2.3 Comportamento mecânico das amostras

2.3.1 Teste de flexão biaxial

As amostras foram posicionadas sobre três esferas de suporte (3,2 mm de diâmetro) colocadas 10 mm equidistantes entre si, formando um plano triangular. Os testes foram realizados em água, e um pistão circular plano (1,6 mm diâmetro), fixado em uma célula de carga de 1.000 kgF, em uma máquina de ensaios universal (Emic DL – 1000, Emic, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) aplicou a carga (1 mm/min) no centro de uma superfície superior das amostras até a ocorrência da falha catastrófica. Uma fita adesiva (3M ESPE, EUA) foi colocada no lado compressivo das amostras para proporcionar melhor distribuição do contato entre o pistão e os discos, e também para evitar a disseminação dos fragmentos.

2.3.2 Teste de fadiga

Foram utilizados 18 espécimes de cada grupo no ensaio de fadiga pelo método *step-stress*, na proporção 9:6:3 para cada perfil de carga (leve, moderado e agressivo, respectivamente). O teste foi realizado em máquina para testes de fadiga – Biocycle, Biopdi, São Carlos, Brasil (Figura 5), com as amostras imersas em água destilada.

Figura 5 – Máquina utilizada para o teste de fadiga - Biocycle (Biopdi)

Fonte: Elaborado pelo autor

O teste foi conduzido até a fratura do espécime e, então, foram computados os valores de carga do step em que a amostra falhou e a quantidade de ciclos realizados.

Os dados foram analisados com um software específico para análises de sobrevida e fadiga (Synthesis 9, Alta Pro e Weibull ++, Reliasoft, Tucson, AZ, USA). O software aborda a interação de variáveis, mostrando em qual etapa do perfil as falhas ocorreram (leve, moderado ou agressivo) e quantas falhas vão ocorrer em cada etapa, possibilitando prever a confiabilidade do material.

O software permite também o cálculo de uma curva de distribuição principal (Weibull), que permite a previsão de confiabilidade, ou seja, a probabilidade de sobrevivência a uma dada carga e determinado número de ciclos de carga.

A análise de Weibull fornece um valor beta (β), que corresponde a inclinação da linha de regressão em um gráfico de probabilidade. De acordo com Bonfante e Coelho (2016) e Chun (2017), β descreve o comportamento da taxa de falha ao longo do tempo, sendo que:

> $\beta < 1$: taxa de insucesso diminui ao longo do tempo, geralmente associado com ''falhas iniciais'' ou falhas inerentes;
>
> $\beta \sim 1$: taxa de falha que não varia ao longo do tempo, associada a falhas de natureza aleatória;
>
> $\beta > 1$: taxa de falha aumenta ao longo do tempo, associado com falhas relacionadas ao acúmulo de danos.

As diferenças entre os grupos experimentais foram avaliadas pela ausência de sobreposição de intervalos de confiança a 90% dos dados de confiabilidade obtidos pela

estatística bicaudal de Weibull, de acordo com as missões simuladas. Estas foram definidas de acordo com os resultados de resistência à flexão biaxial.

2.4 Análise fractográfica

Os espécimes fraturados foram avaliados em estereomicroscópio (Discovery V20, Zeiss, Jena, Alemanha) para observação das características da fratura e origens das falhas. Espécimes representativos de cada grupo também foram analisados em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV; Inspect S50, FEI Company, Brno, República Tcheca) para uma determinação mais exata das marcas de fratura.

RESULTADOS

1 I MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA

Um espécime de cada grupo passou por análise superficial através de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) para verificar possíveis influências do modo de cristalização no aspecto microscópico dos materiais estudados, conforme ilustrado pelas Figuras abaixo (Figuras 6-9).

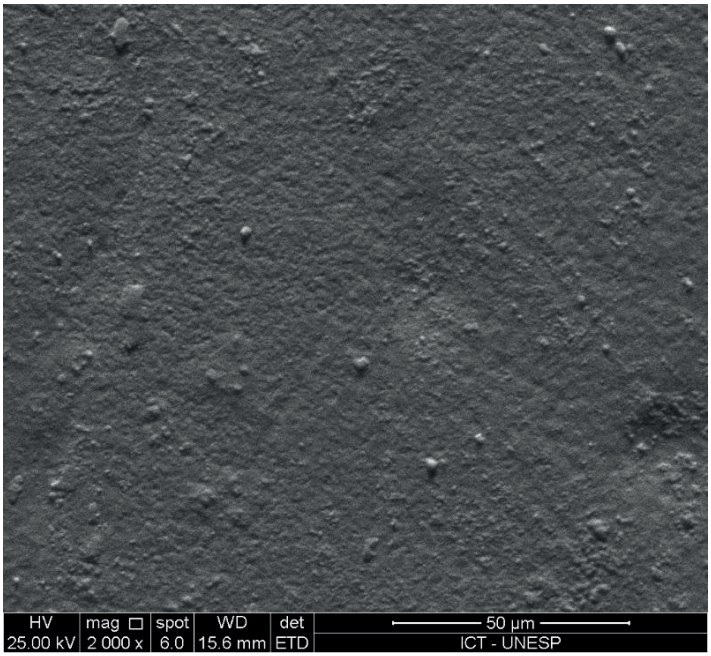


Figura 6 – Microscopia Eletrônica de Varredura da cerâmica IPS e.max cristalizada de maneira convencional com aumento de 2000x

Fonte: Elaborado pelo autor.

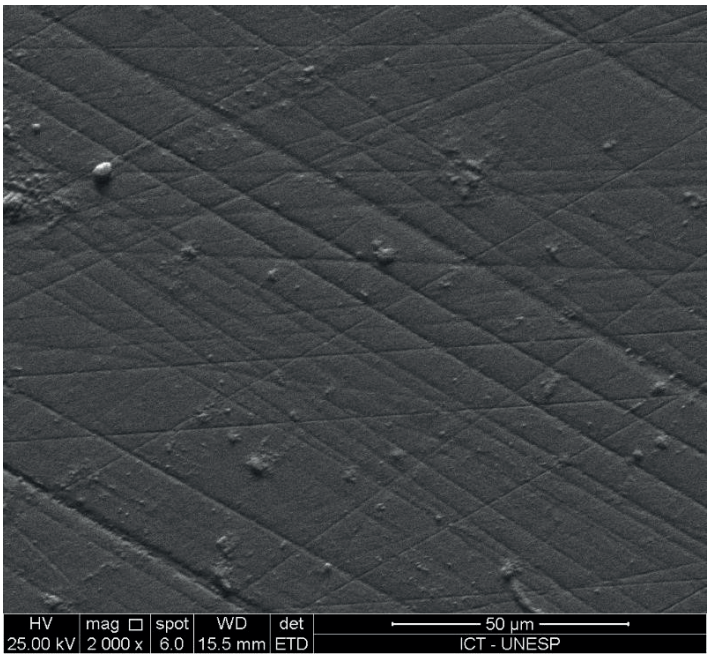


Figura 7 – Microscopia Eletrônica de Varredura da cerâmica IPS e.max cristalizada por energia de micro-ondas com aumento de 2000x

Fonte: Elaborado pelo autor.

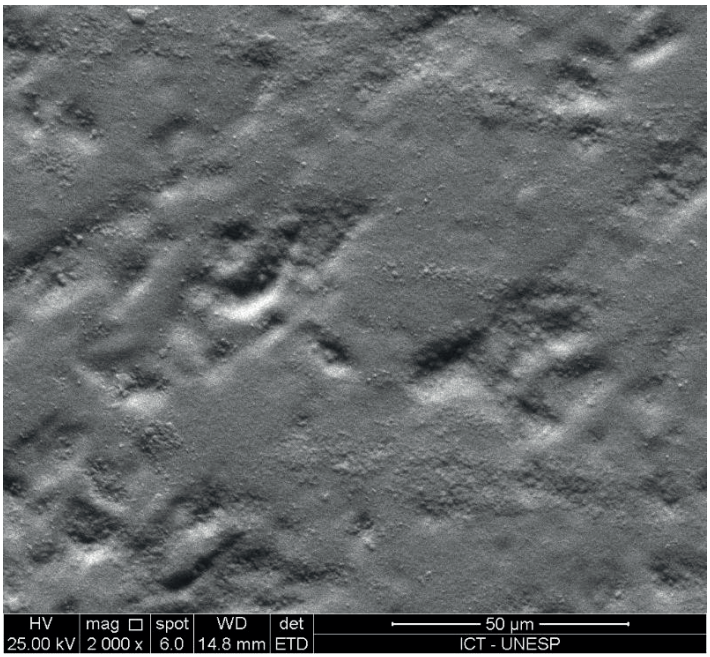


Figura 8 – Microscopia Eletrônica de Varredura da cerâmica Celtra Duo cristalizada de maneira convencional com aumento de 2000x

Fonte: Elaborado pelo autor.

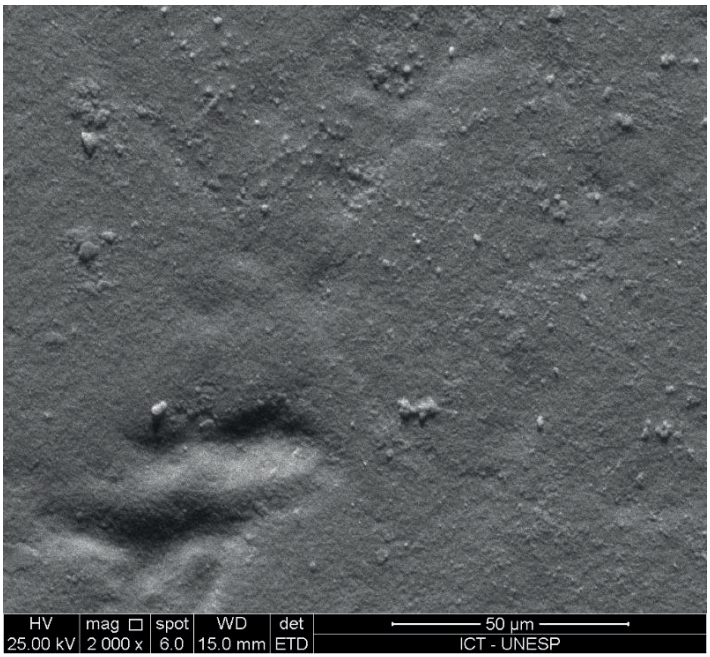


Figura 9 – Microscopia Eletrônica de Varredura da cerâmica Celtra Duo cristalizada por energia de micro-ondas com aumento de 2000x

Fonte: Elaborado pelo autor.

2 I COMPORTAMENTO MECÂNICO DAS AMOSTRAS

2.1 Teste de flexão biaxial

O teste de flexão biaxial foi realizado com o objetivo de determinar os perfis de carga para o teste de fadiga pelo método step stress. Os Quadros 3-6 mostram os resultados obtidos.

EC	**Espessura (mm)**	**Carga de fratura (N)**	**Fragmentos**
Amostra 1	1,24	250.38	3
Amostra 2	1,28	314.02	4
Amostra 3	1,17	267.77	3
Amostra 4	1,22	269.86	3
Amostra 5	1,22	310.09	3

Quadro 3 – Resultados obtidos no teste de flexão biaxial para a cerâmica IPS e.max CAD cristalizada de maneira convencional

Fonte: Elaborado pelo autor.

CC	Espessura (mm)	Carga de fratura (N)	Fragmentos
Amostra 1	1,25	214.91	4
Amostra 2	1,25	236.13	5
Amostra 3	1,27	260.47	5
Amostra 4	1,29	276.46	2
Amostra 5	1,27	186.74	3

Quadro 4 – Resultados obtidos no teste de flexão biaxial para a cerâmica Celtra cristalizada de maneira convencional

Fonte: Elaborado pelo autor.

EM	Espessura (mm)	Carga de fratura (N)	Fragmentos
Amostra 1	1,25	186.05	2
Amostra 2	1,26	348.10	4
Amostra 3	1,29	338.02	4
Amostra 4	1,16	306.72	3
Amostra 5	1,31	350.19	4

Quadro 5 – Resultados obtidos no teste de flexão biaxial para a cerâmica IPS e.max CAD cristalizada por energia de micro-ondas

Fonte: Elaborado pelo autor.

CM	Espessura (mm)	Carga de fratura (N)	Fragmentos
Amostra 1	1,25	239.26	4
Amostra 2	1,25	252.82	3
Amostra 3	1,21	247.25	4
Amostra 4	1,16	209.35	3
Amostra 5	1,27	222.56	3

Quadro 6 – Resultados obtidos no teste de flexão biaxial para a cerâmica Celtra cristalizada por energia de micro-ondas

Fonte: Elaborado pelo autor.

A força de flexão biaxial (σ) (MPa) foi calculada, de acordo com a ISO 6872, e os cálculos de força foram baseados na seguinte equação (onde P é a carga em N, X e Y são parâmetros relacionados às propriedades elásticas do material (Razão de Poisson em Módulo Elástico) e b é a espessura do espécime na origem da fratura (em mm):

$$\sigma = -0{,}2387P\ (X - Y)$$
$$b2$$

Os Quadros abaixo (7-10) ilustram os resultados obtidos para cada grupo após aplicação da fórmula.

CP	Carga(N)	Espessura	Diâmetro	Poisson	Raio esferas	Raio Punção	X	Y	Resistência (fórmula ASTM)	Número de pedaços quebrados
1	250,38	1,24	12,00	0,23	7	0,8	-4,9	2,7	295,7	3
2	314,02	1,28	12,00	0,23	7	0,8	-4,9	2,7	348,0	4
3	267,77	1,17	12,00	0,23	7	0,8	-4,9	2,7	355,2	3
4	269,86	1,22	12,00	0,23	7	0,8	-4,9	2,7	329,2	3
5	310,09	1,22	12,00	0,23	7	0,8	-4,9	2,7	378,3	3
MÉDIA	282,4	1,23	12,00						341,3	3,2
DP	28,1	0,04	0,00						31,0	0,4
CV	10%	3%	0%						9%	14%

Quadro 7 – Dados obtidos após o teste de flexão biaxial para o grupo EC

Fonte: Elaborado pelo autor.

CP	Carga(N)	Espessura	Diâmetro	Poisson	Raio esferas	Raio Punção	X	Y	Resistência (fórmula ASTM)	Número de pedaços quebrados
1	186,05	1,25	12,00	0,23	7	0,8	-4,9	2,7	216,2	2
2	348,1	1,26	12,00	0,23	7	0,8	-4,9	2,7	398,1	4
3	338,02	1,29	12,00	0,23	7	0,8	-4,9	2,7	368,8	4
4	306,72	1,16	12,00	0,23	7	0,8	-4,9	2,7	413,9	3
5	350,19	1,31	12,00	0,23	7	0,8	-4,9	2,7	370,5	4
MÉDIA	305,8	1,25	12,00						353,5	3,4
DP	69,2	0,06	0,00						79,1	0,9
CV	23%	5%	0%						22%	26%

Quadro 8 – Dados obtidos após o teste de flexão biaxial para o grupo EM.

Fonte: Elaborado pelo autor.

CP	Carga(N)	Espessura	Diâmetro	Poisson	Raio esferas	Raio Punção	X	Y	Resistência (fórmula ASTM)	Número de pedaços quebrados
1	214,91	1,25	12,00	0,22	7	0,8	-4,9	2,7	248,4	4
2	236,13	1,25	12,00	0,22	7	0,8	-4,9	2,7	273,0	5
3	260,47	1,27	12,00	0,22	7	0,8	-4,9	2,7	291,7	5
4	276,46	1,29	12,00	0,22	7	0,8	-4,9	2,7	300,1	2
5	186,74	1,27	12,00	0,22	7	0,8	-4,9	2,7	209,1	3
MÉDIA	234,9	1,27	12,00						264,5	3,8
DP	35,7	0,02	0,00						36,7	1,3
CV	15%	1%	0%						14%	34%

Quadro 9 – Dados obtidos após o teste de flexão biaxial para o grupo CC.

Fonte: Elaborado pelo autor.

CP	Carga(N)	Espessura	Diâmetro	Poisson	Raio esferas	Raio Punção	X	Y	Resistência (fórmula ASTM)	Número de pedaços quebrados
1	239,26	1,25	12,00	0,22	7	0,8	-4,9	2,7	276,6	4
2	252,82	1,25	12,00	0,22	7	0,8	-4,9	2,7	292,3	3
3	247,25	1,21	12,00	0,22	7	0,8	-4,9	2,7	305,0	4
4	209,35	1,16	12,00	0,22	7	0,8	-4,9	2,7	281,0	3
5	222,56	1,27	12,00	0,22	7	0,8	-4,9	2,7	249,2	3
MÉDIA	234,2	1,23	12,00						280,8	3,4
DP	18,0	0,04	0,00						20,8	0,5
CV	8%	4%	0%						7%	16%

Quadro 10 – Dados obtidos após o teste de flexão biaxial para o grupo CM.

Fonte: Elaborado pelo autor.

2.2 Teste de fadiga

A partir da média de resistência à flexão biaxial obtida para cada grupo, foram desenhados os perfis de carga para o teste (Quadro 11). Foram determinados os perfis suave, moderado e agressivo, de acordo com o incremento de carga e o número de ciclos.

LEVE	Ciclos	Carga	MODERADO	Ciclos	Carga	AGRESSIVO	Ciclos	Carga
Step 1	40K	50N	Step 1	30K	50N	Step 1	20K	50N
Step 2	50K	70N	Step 2	40K	80N	Step 2	30K	90N
Step 3	60K	90N	Step 3	50K	110N	Step 3	40K	130N
Step 4	70K	110N	Step 4	60K	140N	Step 4	50K	170N
Step 5	80K	130N	Step 5	70K	170N	Step 5	60K	210N
Step 6	90K	150N	Step 6	80K	200N	Step 6	70K	250N
Step 7	100K	170N	Step 7	90K	230N	Step 7	80K	290N
Step 8	110K	190N	Step 8	100K	260N	Step 8	90K	330N
Step 9	120K	210N	Step 9	110K	290N	.....	.....	.....
Step 10	130K	230N	Step 10	120K	320N	.....	.....	.....
Step 11	140K	250N	Step 11	130K	350N	.....	.....	.....
Step 12	150K	270N	.....	.....	.....	.....	.....	.....
Step 13	160K	290N	.....	.....	.....	.....	.....	.....
Step 14	170K	310N	.....	.....	.....	.....	.....	.....
Step 15	180K	330N	.....	.....	.....	.....	.....	.....

Quadro 11 – Perfis de carga utilizados no teste de fadiga pelo método *step stress*

Fonte: Elaborado pelo autor.

A fadiga foi realizada com as amostras posicionadas em um dispositivo idêntico ao teste monotônico (flexão biaxial), utilizando uma frequência de 2 Hz. Uma fita adesiva (3M ESPE, EUA) foi colocada no lado compressivo dos espécimes para que os fragmentos não se separassem no momento da fratura e a ponta aplicadora permaneceu em contato com a superfície da amostra durante todo o teste de fadiga para que a amostra não se deslocasse.Todos os espécimes falharam no teste de fadiga *step stress*, ou seja, nenhuma amostra apresentou vida infinita (1 milhão de ciclos sem fraturar).Após análise de carga para falha de cada espécime testado, os valores de beta (β) para os grupos CC, CM, EC e EM foram, respectivamente, 2,65, 0,25, 0,62 e 0,3.

A figura a seguir apresenta um gráfico do tipo *multiplots* de Weibull com a distribuição dos dados de fratura de cada um dos grupos, com intervalo de confiança de 90%. Estes gráficos ilustram os dados de probabilidade de falha em função do tempo para as missões de 50.000 ciclos a 100, 150 e 200 Mpa, respectivamente.

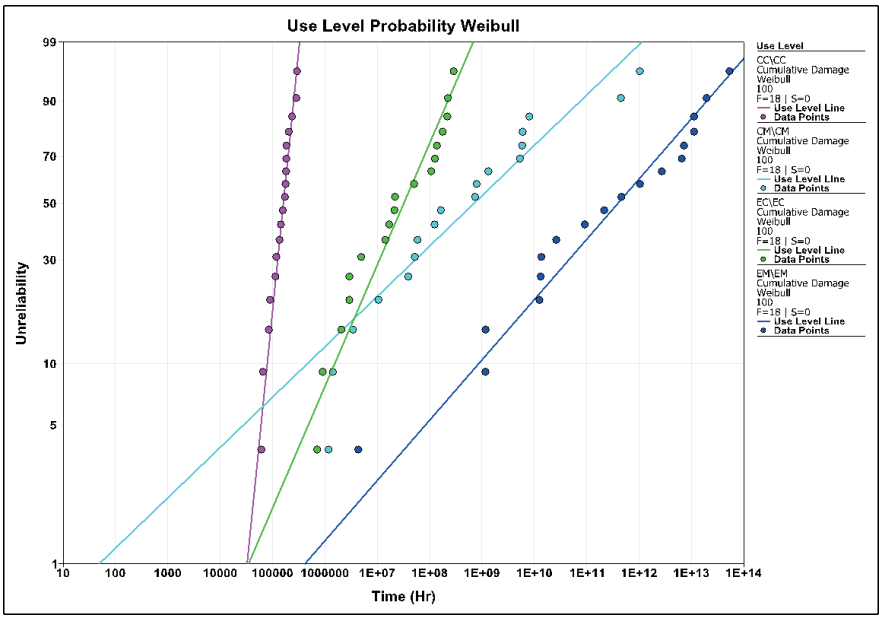


Figura 10 – Gráfico de Weibull de *multiplots* da probabilidade de falha a 100 N dos grupos experimentais assumindo 90% de intervalo de confiança: probabilidade de falha em função do número de ciclos

Fonte: Elaborado pelo autor

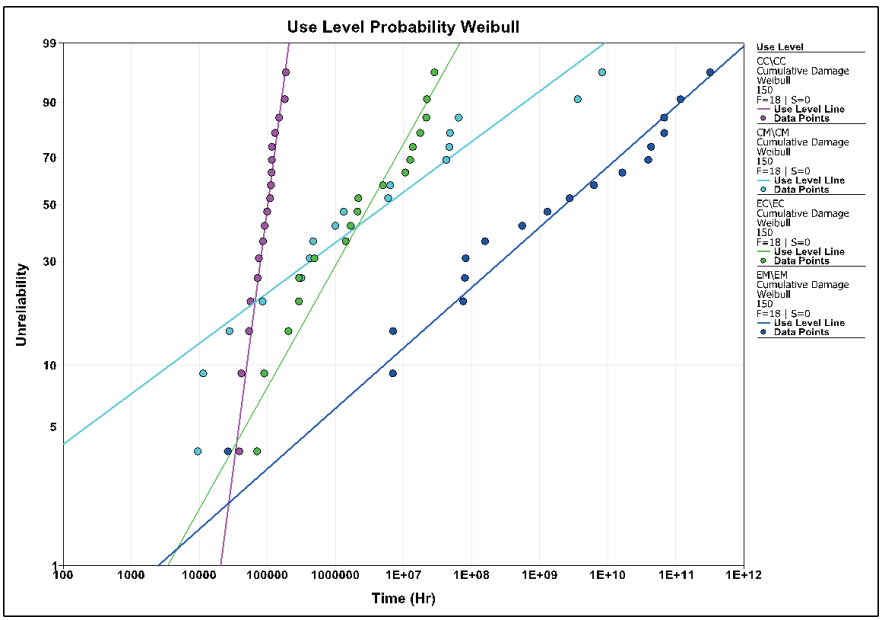


Figura 11 – Gráfico de Weibull de *multiplots* da probabilidade de falha a 150 N dos grupos experimentais assumindo 90% de intervalo de confiança: probabilidade de falha em função do número de ciclos

Fonte: Elaborado pelo autor

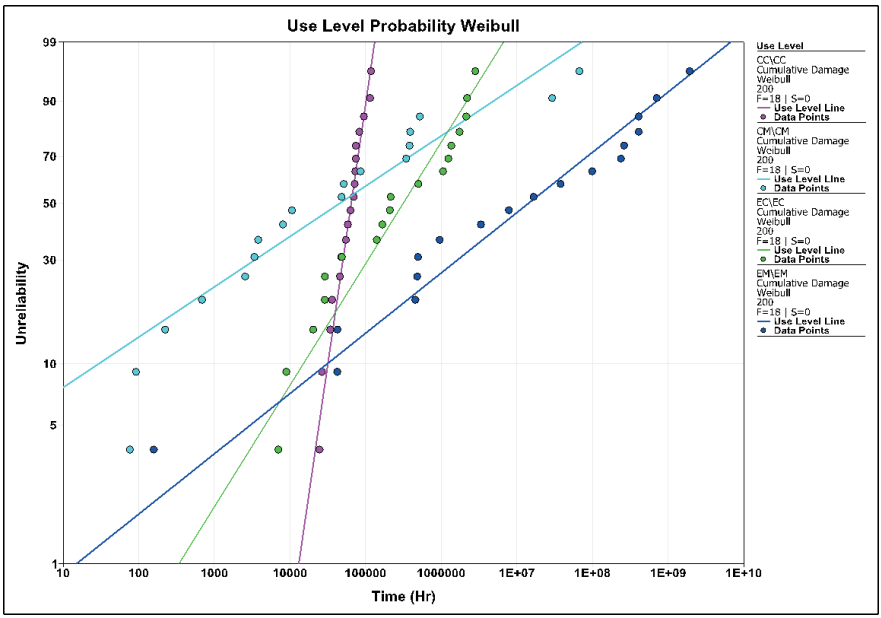


Figura 12 – Gráfico de Weibull de *multiplots* da probabilidade de falha a 200 N dos grupos experimentais assumindo 90% de intervalo de confiança: probabilidade de falha em função do número de ciclos

Fonte: Elaborado pelo autor

Os dados de confiabilidade (em porcentagem) indicam, para uma missão de 50.000 ciclos a 50 Mpa, que não houve diferença estatística entre os grupos, já que houve sobreposição dos intervalos de confiança. Desta forma, independente do material utilizado e do modo de cristalização, para a missão de 50.000 ciclos e 50 Mpa, a probabilidade de falha variou entre 0 e 2%.

Quanto à missão 50.000 ciclos e 100 Mpa, apenas o grupo CM apresentou diferença estatística em relação à confiabilidade, com 6% de probabilidade de fratura. Os outros grupos apresentaram resultados variando entre 1% e 3%.

Para a mesma missão, porém com dano cumulativo de carga de 150 Mpa, o modo de cristalização não mostrou influência na probabilidade de falha entre os grupos de dissilicato de lítio.

Os grupos do silicato de lítio reforçado por zircônia, por outro lado, apresentaram diferenças estatísticas relacionadas ao método de cristalização, com 10% de probabilidade de fratura para o grupo cristalizado convencionalmente e 19% para o grupo cristalizado por energia de micro- ondas.

Para a missão de 50.000 ciclos a 200 Mpa, o método de cristalização e a composição do material implicaram em diferenças entre os quatro grupos. No caso do silicato de lítio reforçado por zircônia, observou-se maior confiabilidade para o grupo cristalizado de modo

convencional (30% de probabilidade de fratura contra 51% do grupo cristalizado por energia de micro-ondas). Por outro lado, esta cristalização “alternativa” mostrou ser benéfica para a cerâmica de dissilicato de lítio, com 9% a menos de probabilidade de falha (11% para o grupo EM e 20% para o grupo EC).

O método de cristalização por energia de micro-ondas também foi vantajoso para o dissilicato de lítio analisado para a missão de 50.000 ciclos a 300 Mpa, com probabilidade de falha inferior aos demais grupos (94% contra 98% para os grupos CC e EC e 100% para o grupo CM). O Quadro 12 ilustra os resultados descritos.

50,000 CYCLES				
	CC	**CM**	**EC**	**EM**
Limite superior	1	1	1	1
Confiabilidade 50 Mpa	**0,99**	**0,98**	**1**	**1**
Limite inferior	0,95	0,93	0,98	0,99
Limite superior	0,99	0,98	1	1
Confiabilidade 100 Mpa	**0,97**	**0,94**	**0,99**	**0,99**
Limite inferior	0,87	0,84	0,94	0,97
Limite superior	0,97	0,91	0,98	0,99
Confiabilidade 150 Mpa	**0,9**	**0,81**	**0,95**	**0,97**
Limite inferior	0,67	0,64	0,84	0,91
Limite superior	0,91	0,67	0,91	0,95
Confiabilidade 200 Mpa	**0,7**	**0,49**	**0,8**	**0,89**
Limite inferior	0,28	0,29	0,59	0,74
Limite superior	0,43	0,01	0,17	0,18
Confiabilidade 300 Mpa	**0,02**	**0**	**0,02**	**0,06**
Limite inferior	0	0	0	0
Limite superior	5,61	0,56	1,83	0,51
Beta	**2,65**	**0,25**	**0,62**	**0,3**
Limite inferior	1,25	0,11	0,2	0,18

Quadro 12 – Confiabilidade para missões de 50.000 ciclos e diferentes cargas

Fonte: Elaborado pelo autor.

3 I ANÁLISE FRACTOGRÁFICA

Após análise em estereomicroscopia, um espécime de cada grupo de todos os perfis foi analisado por Microscopia Eletrônica de Varredura para análise fractográfica. As imagens abaixo ilustram as características mais importantes de cada micrografia.

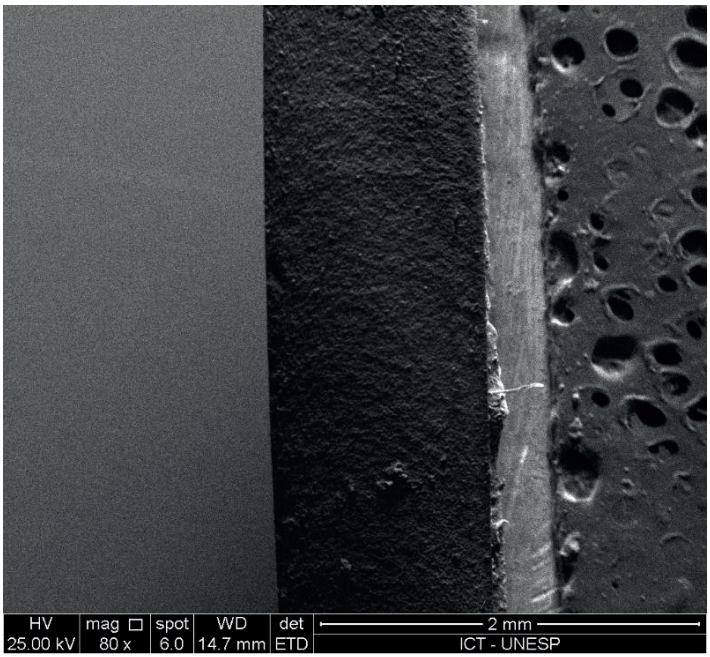


Figura 13 – Microscopia Eletrônica de Varredura de uma amostra fraturada (perfil leve) do grupo EC com aumento de 80x

Fonte: Elaborado pelo autor

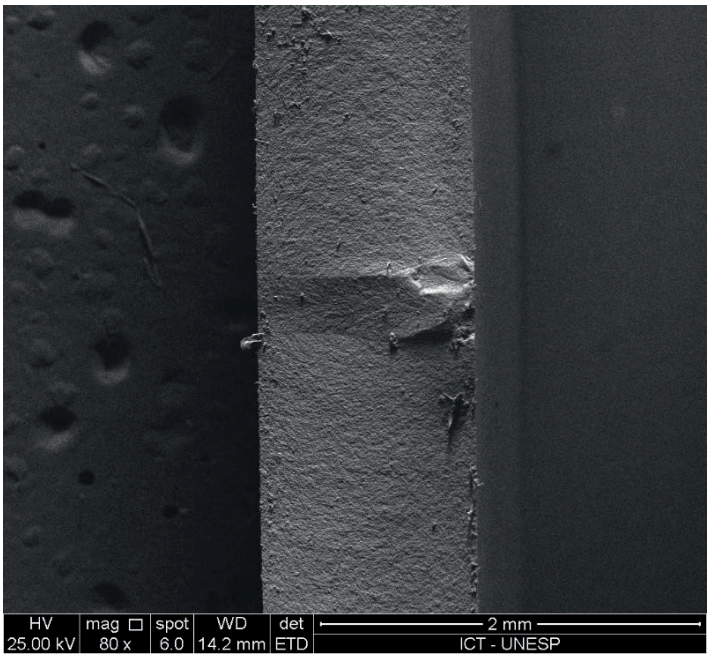


Figura 14 – Microscopia Eletrônica de Varredura de uma amostra fraturada (perfil moderado) do grupo EC com aumento de 80x

Fonte: Elaborado pelo autor

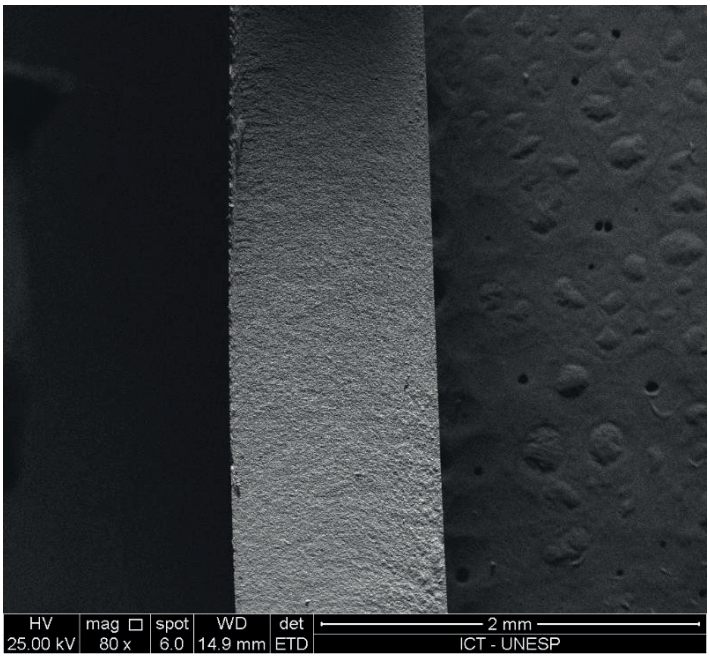


Figura 15 – Microscopia Eletrônica de Varredura de uma amostra fraturada (perfil agressivo) do grupo EC com aumento de 80x

Fonte: Elaborado pelo autor

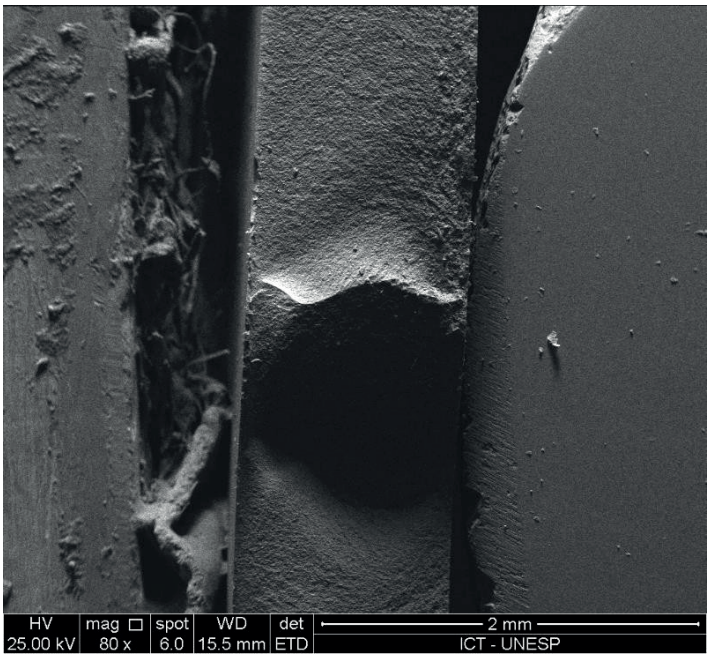


Figura 16 – Microscopia Eletrônica de Varredura de uma amostra fraturada (perfil leve) do grupo EM com aumento de 80x

Fonte: Elaborado pelo autor

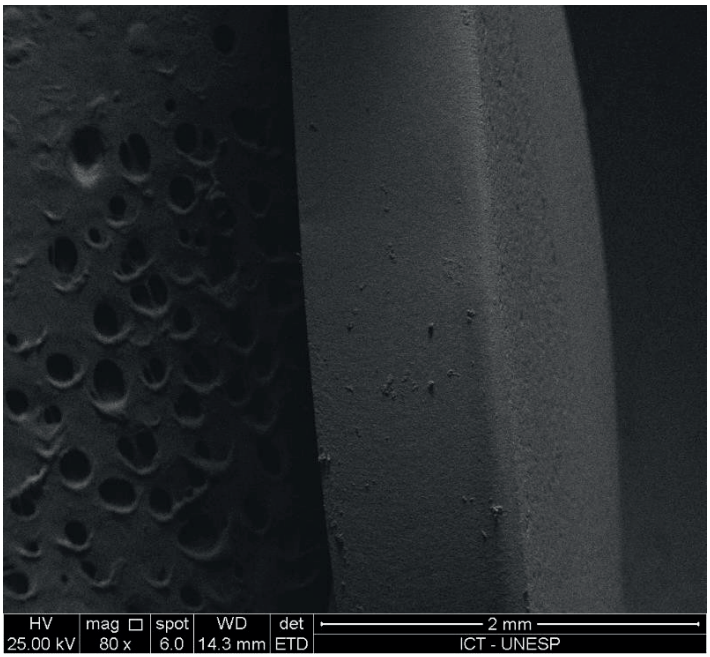


Figura 17 – Microscopia Eletrônica de Varredura de uma amostra fraturada (perfil moderado) do grupo EM com aumento de 80x

Fonte: Elaborado pelo autor

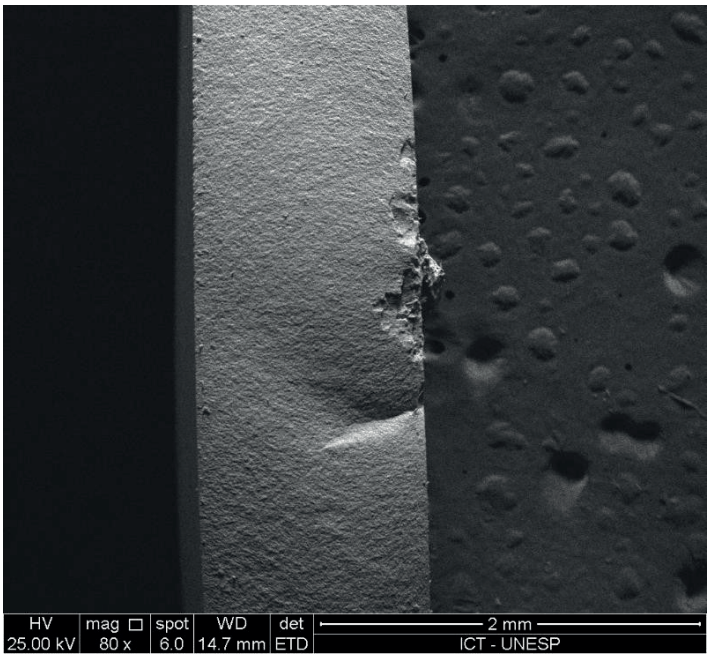


Figura 18 – Microscopia Eletrônica de Varredura de uma amostra fraturada (perfil agressivo) do grupo EM com aumento de 80x

Fonte: Elaborado pelo autor

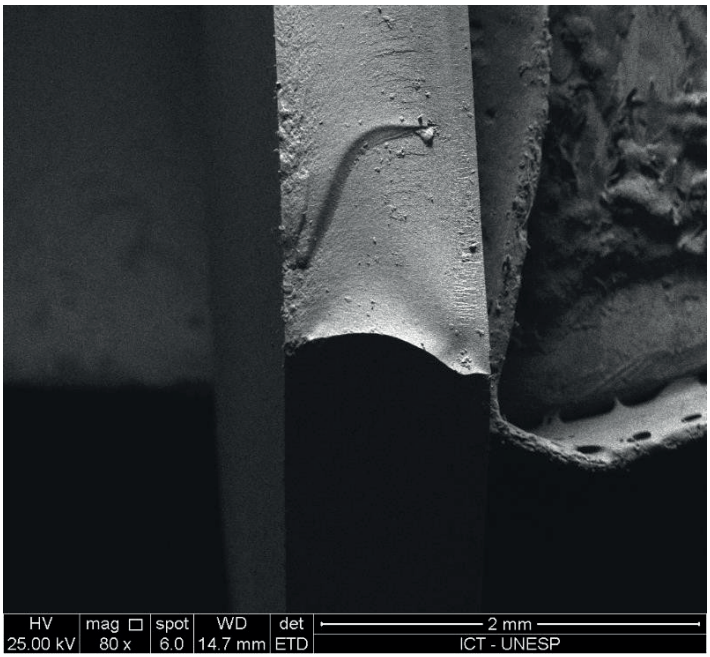


Figura 19 – Microscopia Eletrônica de Varredura de uma amostra fraturada (perfil leve) do grupo CC com aumento de 80x

Fonte: Elaborado pelo autor

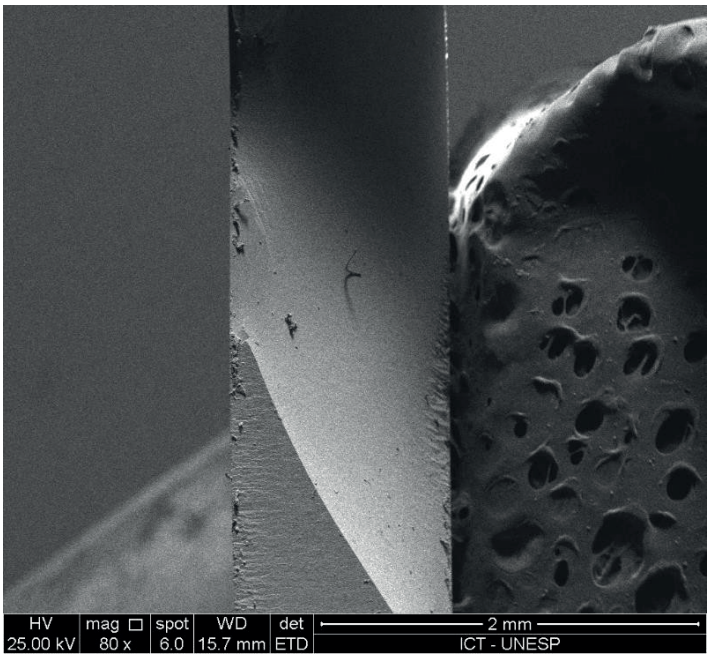


Figura 20 – Microscopia Eletrônica de Varredura de uma amostra fraturada (perfil moderado) do grupo CC com aumento de 80x

Fonte: Elaborado pelo autor

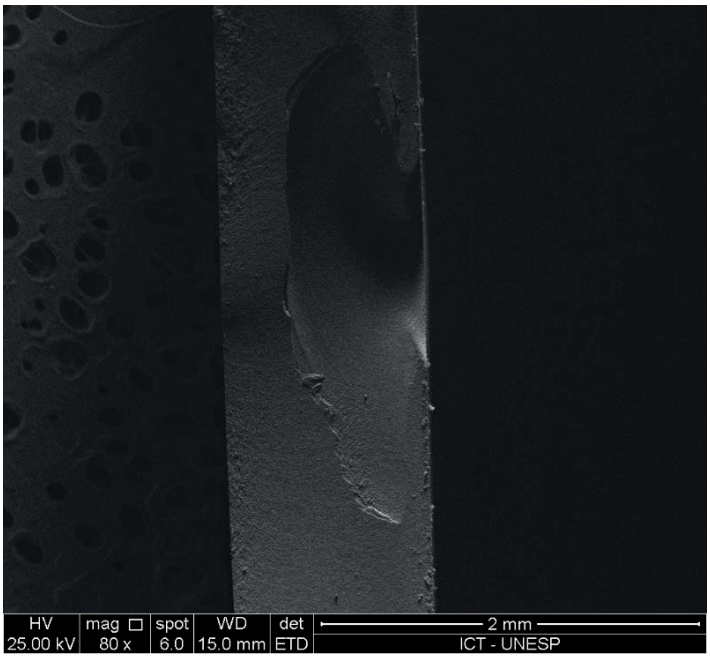


Figura 21 – Microscopia Eletrônica de Varredura de uma amostra fraturada (perfil agressivo) do grupo CC com aumento de 80x

Fonte: Elaborado pelo autor

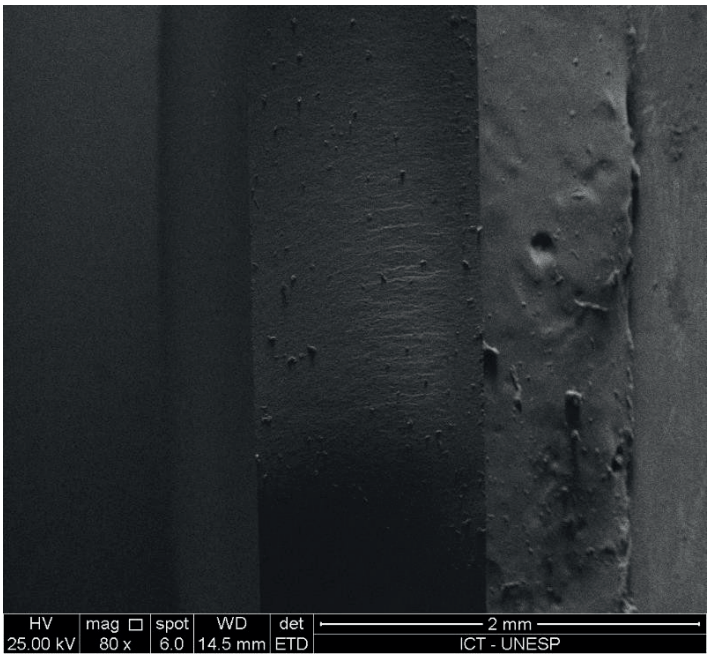


Figura 22 – Microscopia Eletrônica de Varredura de uma amostra fraturada (perfil leve) do grupo CM com aumento de 80x

Fonte: Elaborado pelo autor

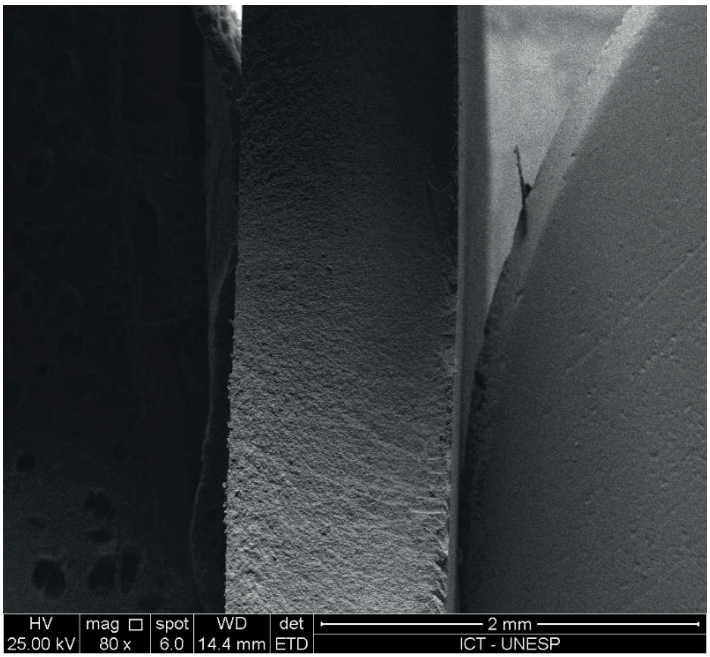


Figura 23 – Microscopia Eletrônica de Varredura de uma amostra fraturada (perfil moderado) do grupo CM com aumento de 80x

Fonte: Elaborado pelo autor

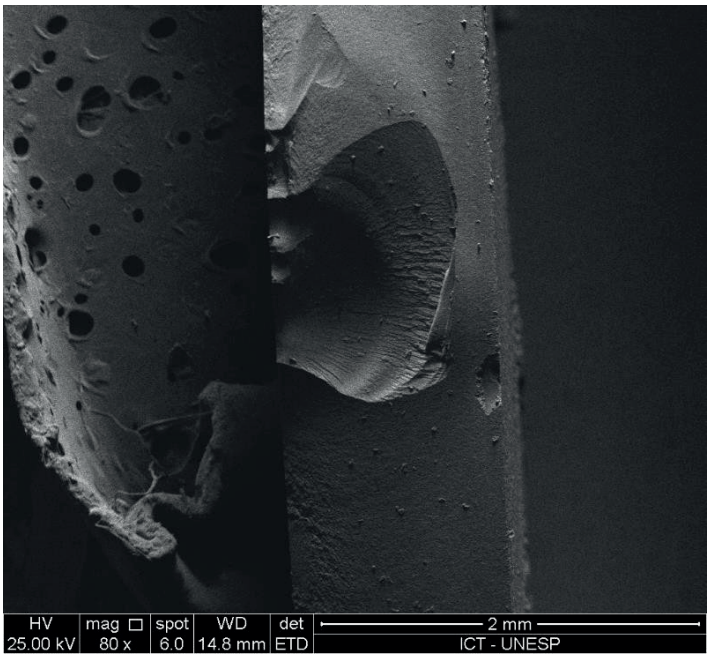


Figura 24 – Microscopia Eletrônica de Varredura de uma amostra fraturada (perfil agressivo) do grupo CM com aumento de 80x

Fonte: Elaborado pelo autor

DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo analisar o comportamento sob fadiga (pelo método *step stress*) de vitrocerâmicas cristalizadas convencionalmente e por energia de micro-ondas. Para isto, foram utilizadas cerâmicas à base de dissilicato de lítio e cerâmicas à base de silicato de lítio reforçado por zircônia. Após determinação da carga para fratura pelo teste de flexão biaxial, foram determinados os perfis de carga leve, moderado e agressivo para viabilizar o teste pelo método *step stress*.

Os diferentes perfis de carga permitem, através da análise de *Weibull*, a obtenção de dados estatísticos com maior poder de aferir a confiabilidade e a sobrevida dos materiais. Desta forma, os espécimes foram testados até a fratura com incrementos de carga distintos.

Observou-se semelhança na probabilidade de falha para as missões de 50.000 com 50 Mpa, com chance média de sobrevivência entre 98 e 100%. No entanto, com 100, 150 e 200 Mpa, observou-se um equilíbrio entre as taxas de confiabilidade para os dois métodos de cristalização. Desta forma, a hipótese testada foi parcialmente aceita.

Além disso, a utilização da energia de micro-ondas como tratamento térmico para as cerâmicas é um processo inovador e com amplas vantagens em relação ao aquecimento convencional. Estabelecer um protocolo e comparar com o protocolo já estabelecido para tratamentos térmicos em forno convencional traz inúmeros benefícios para o manejo clínico e laboratorial de cerâmicas.

Os resultados do presente estudo apontam vantagens na confecção de restaurações a partir de cerâmicas cristalizadas por energia de micro-ondas, o que corrobora com o estudo de Luz (2018), que estudou o efeito da fadiga em zircônia Y-TZP após sinterização por este novo método.

Um estudo realizado por Pendola et al. (2017) mostrou os benefícios da energia do micro-ondas em vitrocerâmicas, material muito utilizado nos dias atuais e foco principal do trabalho desenvolvido. Os autores, após cristalizarem cerâmicas de dissilicato de lítio em forno convencional e através do aquecimento híbrido com micro-ondas, compararam a microestrutura de cada material e verificaram um aumento do número de cristais com consequente aumento da fase cristalina nas amostras cristalizadas de maneira “alternativa”.

Além disso, o tamanho dos cristais foi maior para as amostras cristalizadas em micro-ondas, o que está de acordo com estudos anteriores. Estes fatores, portanto, colaboram para um aumento das propriedades mecânicas dos materiais, como observado para o grupo “e.max micro-ondas” para a missão de 50.000 ciclos com carga de 200N, o qual apresentou 9% a mais de sobrevida em relação ao grupo “e.max convencional”.

O melhor desempenho dos grupos de EC e EM em relação aos grupos CC e CM está de acordo com o estudo de Ferruzzi et al. (2019), cujos resultados, conforme também relatado por Della Bona et al. (2004), Belli et al. (2014) e Guess et al. (2011) confirmam a boa performance das coroas confeccionadas com cerâmica à base de dissilicato de lítio.

Estes autores atribuem o sucesso desta cerâmica aos cristais de dissilicato de lítio que, em formato de agulha, compõem um emaranhado correspondente a 70% do material. Adicionalmente, tensões de compressão ao redor dos cristais colaboram para a deflexão das trincas e a pequena quantidade de matriz vítrea melhora suas propriedades frente à fadiga, propiciando ao material tenacidade à fratura e resistência à flexão adequadas.

CONCLUSÃO

Diante do exposto, após analisar a microestrutura dos materiais cristalizados de maneira convencional e por energia de micro-ondas e depois de realizar o teste de fadiga pelo método *step stress*, foi possível concluir que a cristalização por energia de micro-ondas é uma alternativa viável ao processo de cristalização convencional, pois apresentou resistência compatível aos grupos controle, com os benefícios de economia de energia e melhora das características estruturais.

REFERÊNCIAS

Agrawal D. Microwave sintering, brazing and melting of metallic materials. Sohn international symposium advanced processing of metals and materials; 2006. In: Minerals, Metals & Materials Society. [Internet]. 2006; 4. [cited 2018 out 4]. p. 183–92. Available from: https://www.mri.psu.edu/sites/default/files/file_attach/135.pdf

Almazdi AA, Khajah HM, Monaco EA Jr Kim H. Applying microwave technology to sintering dental zirconia. J Prosthet Dent. 2012;108(5):304-9.

Aurélio IL, Dorneles LS, May LG. Extended glaze firing on ceramics for hard machining: crack healing, residual stresses, optical and microstructural aspects. Dent Mater. 2017 Feb;33(2):226-40. doi: 10.1016/j.dental.2016.12.002.

Baran G, Boberick K, McCool J. Fatigue of restorative materials. Crit Rev Oral Biol Med. 2001; 12: 350-60.

Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. Dent Mater. 2014;30(4):424-32.

Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: measurement of elastic constants and microstructural characterization. Dent Mater. 2017 Jan;33(1):84-98. doi: 10.1016/j.dental.2016.10.009.

Bottino MA, Salazar-Marocho SM, Leite FP, Vasquez VC Valandro LF. Flexural strength of glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramics and feldspathic veneering porcelains. J Prosthodont. 2009 Jul;18(5):417-20. doi: 10.1111/j.1532- 849X.2009.00462.x.

Bonfante EA, Coelho PG. A critical perspective on mechanical testing of implants and prostheses. Adv Dent Res. 2016 Mar;28(1):18-27. doi: 10.1177/0022034515624445.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [cited 2019 Jan 20]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Available from: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Borba M, de Araujo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, et al. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. Dent Mater. 2011 Jul;27(7):710-21. doi: 10.1016/j.dental.2011.04.003.

Callister WD. Ciência e engenharia de materiais: uma introdução. 5. ed. Rio de Janeiro: LTC; 2002.

Chan C. US markets for crowns and bridges 2011. Toronto (Canada): Millennium Research Group; 2010. p. 142025.

Chun EP. Análise microestrutural e da resistência à fadiga de zircônia monolítica submetida a protocolos de ajuste simulado [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2017.

Celtra Duo, Celtra Block for Cerec and InLab, Dentsply Sirona Indústria e Comércio [Internet]: Wolfgang (Alemanha) [cited 2018 set 9]. Available from: https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/manufacturer/P rosthetics/Fixed/High_strength_glass_ceramic/Celtra_Duo/Celtra%20Duo_ DFU.pdf

Christensen GJ. Is the rush to all-ceramic crowns justified? J Am Dent Assoc 2014;145(2):192–4.

Clark DE, Folz DC, West JK. Processing materials with microwave energy. Mat Sci Eng A. 2000;287(2):153-8

Clark DE, Sutton WH. Microwave processing of materials. Annu Rev Mater Sci. 1996;26:299–331.

Della Bona A, Mecholsky JJ Jr, Anusavice KJ. Fracture behavior of lithia disilicate- and leucite-based ceramics. Dent Mater. 2004;20(10):956-62.

Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 2008;139 Suppl:8S-13S.

Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. Dent Mater. 2016 Jul;32(7):908-14. doi: 10.1016/j.dental.2016.03.013.

Ferruzzi F, Ferrairo BM, Piras FF, Borges AFS, Rubo JH. Fatigue survival and damage modes of lithium disilicate and resin nanoceramic crowns. J Appl Oral Sci. 2019 May 30;27:e20180297. doi: 10.1590/1678-7757-2018- 0297.

Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda WG Jr., Yoshimura HN. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. Dent Mater. 2011 Apr;27(4):394- 406.

Griggs JA. Recent advances in materials for all-ceramic restorations. Dent Clin North Am 2007;51(3):713–27, viii.

Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. Dent Clin North Am. 2011;55(2):333-52.

Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. J Biomed Mater Res. 2000;53(4):297-303. doi: https:// doi.org/10.1002/1097-4636(2000)53:4<297::AIDJBM3>3.0.CO;2-G

Höland W, Rheinberger V, Apel E, Hoen C, Höland M, Dommann A et al. Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. J Mater Sci Mater Med. 2006;17(11):1037-42. doi: https://doi.org/10.1007/s10856-006-0441-y

Höland W, Beall G. Glass-ceramic technology. Hoboken: John Wiley & Sons; 2012.

IPS e.max® CAD, Instruções de uso – Laboratório, IvoclarVivadent, [Internet]: Schaan (Liechtenstein) [cited 2018 set 9]. Available from: https://www.ivoclarvivadent.com/en/p/all/ips-emax-system-dentists/ips- emax-cad-chairside

International Standards Organization: ISO Standard 6872: 2008. Dentistry ceramic materials [Internet]. EUA: The Organization; 2008. [cited 2014 nov 20]. Avaliable from: http://www.iso.org/iso/catalogue_detail.htm?csnumber=41385

Joshi GV, Duan Y, Della Bona A, Hill TJ, St John K,Griggs JA. Contributions of stress corrosion and cyclic fatigue to subcritical crack growth in a dental glass-ceramic. Dent Mater. 2014:30:884–90.

Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. J Am Dent Assoc. 2012;143(3):234-40.

https://doi.org/10.14219/jada.archive.2012.0147

Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. J Prosthet Dent 2001;86(5):495–510.

Leonelli C, Veronesi P, Denti L, Gatto A, Iuliano L. Microwave assisted sintering of green metal parts. J Technol 2008; 205: 489–96.

Lohbauer U, Scherrer SS, Della Bona A, Tholey M, van Noort R, Vichi A, et al. ADM guidance-Ceramics: all-ceramic multilayer interfaces in dentistry. Dent Mater. 2017 Jun;33(6):585-98. doi: 10.1016/j.dental.2017.03.005.

Lohbauer U, Krämer N, Petschelt A, Frankenberger R. Correlation of in vitro fatigue data and in vivo clinical performance of a glass ceramic material. DentMater. 2008;24:39–44.

Luz JN. O efeito da fadiga pelo Método Step-Stress na microestrutura de cerâmicas Y-TZP sinterizados por diferentes métodos [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2018.

MacCulloch WT. Advances in dental ceramics. Br Dent J.1968;124(8):361- 5.

Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From artisanal to CAD-CAM blocks: state of the art of indirect composites. J Dent Res. 2016 May;95(5):487-95. doi: 10.1177/0022034516634286.

Marinis A, Aquilino SA, Lund PS, Gratton DG, Stanford CM, Diaz-Arnold AM, et al. Fracture toughness of yttria-stabilized zirconia sintered in conventional and microwave ovens. J Prosthet Dent. 2013;109(3):165-71.

Menezes RR, Souto PM, Kiminami RHGA. Sinterização de cerâmicas em micro-ondas. Parte III: sinterização de zircônia, mulita e alumina. Cerâmica. 2007a;53(327):218-26.

Menezes RR, Souto PM Kiminami RHGA. Sinterização de cerâmicas em micro-ondas. Parte I: aspectos fundamentais. Cerâmica. 2007b;53 (325):1- 10.

Montazerian M, Singh SP, Zanotto ED. An analysis of glass-ceramic research and commercialization. Am Ceramic Soci Bull. 2015;94(4): 30-5.

Montazerian M, Zanotto ED. Bioactive and inert dental glass-ceramics. J Biomed Mater Res A. 2017 Feb;105(2):619-39. doi: 10.1002/jbm.a.35923. Epub 2016 Oct 31.

Montazerian M, Zanotto ED. History and trends of bioactive glass- ceramics. J Biomed Mater Res. 2016;104(5):1231-49.

Oghbae M, Mirzaee O. Microwave versus conventional sintering: a review of fundamentals, advantages and applications Materials Engineering. J Alloy Compd. 2010; 494 (1-2):175-89. doi: https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2010.01.068

Oh GJ, Park SW, Yun KD, Lim HP, Son HJ, Koh JT, et al. Effect of transition metal dopants on mechanical properties and biocompatibility of zirconia ceramics. J Nanosci Nanotechnol. 2013;13(6):4252-5.

Pendola M, Carter J. Crystal modification on lithium disilicate glass ceramics sintered using microwaves. Int J Odontostomat. 2017;11(4):461-6. doi: http://dx.doi.org/10.4067/S0718-381X2017000400461.

Quinn GD. Fractography of ceramics of ceramics and glasses. Washington: NIST; 2007.

Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent 2004; 92:557–62.

Ramos NC. Caracterização microestrutural e crescimento subcrítico de trincas em cerâmicas odontológicas [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2014.

Riquieri H. Impacto do processo de cristalização na microestrutura e na resistência à flexão de cerâmicas de silicato de lítio reforçadas por zircônia [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2017.

Saavedra GSFA, Ariki EK, Federico CD, Galhano G, Zamboni S, Baldissara P, et al. Effect of acid neutralization and mechanical cycling on the microtensile bond strength of glass-ceramic inlays. Oper Dent. 2009;34(2):211-6.

Shembish FA, Tong H, Kaizer M, Janal MN , Thompson VP, Opdam NJ et al. Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns (Step- stress). Dent Mat. 2016;32:499–509.

Upadhyaya DD, Ghosh A, Dey GK, Prasad R, Suri AK. Microwave sintering of zirconia ceramics. J Mat Sci 2001;36:4707-10

Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontics implications. Int J Prosthodont. 1995;8:105–16.

Yadoji P, Peelamedu R, Agrawal D, Roy R. Microwave sintering of Ni-Zn ferrites: comparison with conventional sintering. Mat Sci Eng B. 2003; 98:269-78. doi: http://dx.doi.org/10.1016/S0921-5107(03)00063-1

Zhang Y, Kelly JR. Dental ceramics for restoration and metal veneering. Dent Clin North Am 2017;61(4):797-819. doi: http://dx.doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.005

Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. J Dent. 2013:41;1135–47.

PEDRO JACY SANTOS DIAMANTINO - Nasceu em Alfenas, Minas Gerais, em 1994, filho de pais dedicados à odontologia, o que desde cedo despertou seu interesse pelo campo da saúde. Sua trajetória acadêmica o levou ao Instituto de Ciência e Tecnologia da Unesp, no Campus de São José dos Campos, onde realizou sua formação e consolidou sua paixão pelo conhecimento. Ao longo dos anos, Pedro dedicou-se intensamente aos estudos, culminando em sua jornada acadêmica com a conquista do mestrado e doutorado na mesma instituição. Sua dedicação e comprometimento não apenas o destacaram como um acadêmico brilhante, mas também moldaram sua visão e expertise na área. Além de sua trajetória profissional, Pedro é movido por sua paixão pela família. Casado com uma dentista, compartilha não apenas a vida pessoal, mas também a paixão pela odontologia. O ambiente familiar, marcado pela influência dos pais dentistas, é uma constante fonte de inspiração e apoio em sua jornada. O amor pela docência é uma característica marcante em sua vida. Pedro encontra realização ao compartilhar seu conhecimento e experiência com os alunos, transmitindo não apenas informações técnicas, mas também valores e a importância do comprometimento na prática odontológica. Pedro Jacy Santos Diamantino, além de suas realizações acadêmicas e profissionais, destaca-se por seu profundo amor a Deus, que permeia todas as esferas de sua vida. Sua fé é uma fonte constante de inspiração e orientação, moldando suas decisões, valores e atitudes. Pedro equilibra sua vida com o gosto por esportes, encontrando no movimento e na atividade física uma forma de equilíbrio e bem-estar. Seu entusiasmo pela clínica odontológica é evidente, destacando-se como profissional comprometido e apaixonado pela busca constante pela excelência no cuidado com a saúde bucal de seus pacientes. Assim, a vida de Pedro Jacy Santos Diamantino é uma jornada marcada por determinação, amor pela família, paixão pela odontologia e o compromisso com a formação de futuras gerações de profissionais da área.

MARIANA GADELHO GIMENEZ DIAMANTINO - Mariana Gadelho Gimenez Diamantino é uma profissional dedicada e apaixonada pela área odontológica, nascida e criada na cidade de Guarulhos. Sua jornada acadêmica teve início no Instituto de Ciência e Tecnologia da Unesp, onde se formou em Odontologia, marcando o início de uma carreira promissora. Demonstrando um comprometimento excepcional com sua área de estudo, Mariana atualmente encontra-se na fase final de seu mestrado no mesmo renomado instituto. Sua busca por conhecimento não para por aí, pois em breve embarcará em mais um desafio ao iniciar seu doutorado, consolidando assim seu papel como uma profissional que busca incessantemente a excelência na odontologia. Além de sua trajetória acadêmica notável, Mariana compartilha uma vida conjugal igualmente inspiradora com Pedro Jacy Santos Diamantino. Pedro, assim como Mariana, é um profissional dedicado e entusiasmado com a odontologia, detendo os títulos de mestre e doutor em Odontologia Restauradora. Juntos, formam uma equipe poderosa e inspiradora, unindo paixão pela profissão e pelo crescimento contínuo. Fora do ambiente acadêmico e profissional, Mariana revela um estilo de vida saudável, dedicando tempo à academia, mantendo-se ativa e energizada. No entanto, sua maior

prioridade é a família, e ela valoriza cada momento passado ao lado de seus entes queridos. Mariana Gadelho Gimenez Diamantino é mais do que uma profissional dedicada; é uma mulher que equilibra com maestria as exigências da carreira com a importância dos laços familiares. Seu comprometimento com a odontologia e sua busca constante por conhecimento refletem não apenas sua determinação, mas também seu papel inspirador para futuras gerações na área odontológica.

RESISTÊNCIA À FADIGA DE VITROCERÂMICAS CRISTALIZADAS POR ENERGIA DE MICRO-ONDAS

www.atenaeditora.com.br
contato@atenaeditora.com.br
@atenaeditora
www.facebook.com/atenaeditora.com.br

Atena Editora
Ano 2024

RESISTÊNCIA À FADIGA DE VITROCERÂMICAS CRISTALIZADAS POR ENERGIA DE MICRO-ONDAS

www.atenaeditora.com.br
contato@atenaeditora.com.br
@atenaeditora
www.facebook.com/atenaeditora.com.br

Atena Editora
Ano 2024